

Desenvolvimento de um Sistema de Perfusão para Doentes Diagnosticados com Carcinomatose Peritoneal

Ricardo Miguel Pereira Santos

Dissertação de Mestrado

Orientador na FEUP: Prof. Joaquim Gabriel Magalhães Mendes

Coorientador no IPO: Dr. Joaquim Abreu de Sousa



Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica
Especialização em Automação

Setembro 2017

Aos meus pais

Resumo

A carcinomatose peritoneal (CP) é uma doença associada à disseminação de células cancerígenas na zona do peritónio. Esta está frequentemente relacionada a tumores provenientes do estômago, ovários, apêndice, colo-retal ou pâncreas.

Até à cerca de três décadas, os pacientes diagnosticados com CP tinham como única opção tratamentos de natureza paliativa e de suporte. Contudo, o aparecimento de técnicas como a cirurgia de citorredução (CxCR) acompanhada de quimioterapia intraperitoneal hipertérmica intraoperatória (HIPEC) vieram ajudar a combater esta doença. O procedimento de HIPEC consiste na circulação de uma solução quimioterápica a uma temperatura muito específica pela região peritoneal. Para este fim, existem alguns equipamentos no mercado, mas a um preço elevado e não disponibilizando a flexibilidade de controlo pretendida.

O Instituto Português de Oncologia do Porto (IPO) é uma das instituições a nível mundial que pratica este tipo de intervenções cirúrgicas, tendo o número anual de ocorrências vindo a aumentar ano após ano. Ora, este progressivo aumento de intervenções aliado ao facto do equipamento que IPO possui neste momento estar desatualizado e cumprir com dificuldades os requisitos impostos pela HIPEC, levou ao estabelecimento de uma parceria com a Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP) para o desenvolvimento de um novo equipamento que satisfaça as necessidades atuais.

Nesta dissertação foi desenvolvida uma solução composta por duas bombas peristálticas para circulação de um fluido quimioterápico, entre um permutador de calor e a cavidade peritoneal do paciente, onde estão instalados um conjunto de sensores para medição da temperatura em locais específicos. Por sua vez o permutador é aquecido por circulação de água através de um banho termostático. A monitorização e o controlo dos diversos equipamentos é realizado por uma aplicação desenvolvida em LabVIEW, que mostra os dados em tempo real e que no final do tratamento gera um relatório. Foi ainda concebida uma estrutura modular de modo a acomodar todos os equipamentos numa unidade móvel que possa ser facilmente transportável entre as salas de operação. O sistema desenvolvido foi testado em laboratório, estando atualmente funcional.

Development of a perfusion system for patients diagnosed with Peritoneal Carcinomatosis

Abstract

Peritoneal carcinomatosis (CP) is a disease associated with the spread of cancer cells into the peritoneum, which is often related to tumors of the stomach, ovaries, appendix, colorectal or pancreas.

Until three decades ago, patients diagnosed with PC had only palliative and supportive as possible treatments. However, the appearance of new techniques such as cytoreduction surgery (CxCR) accompanied by interpretive hyperthermia intraperitoneal chemotherapy (HIPEC) helped to alter this scenario. The main requirement of the HIPEC procedure is the circulation of a chemotherapeutic solution at a very specific temperature through the peritoneal region. To this end there are some high priced equipments on the market.

The Instituto Português de Oncologia (IPO) from Porto is one of the worldwide institutions that practices this type of surgical interventions, reporting an annual rise in the number of occurrences year after year. Consequently, this progressive increment allied to the fact that the IPO current HIPEC equipment is quite outdated, and also struggling to match the procedure requirements, led this institution to approach the Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP) to develop a new machine.

In this thesis, a solution composed of two peristaltic pumps was developed to circulate a chemotherapeutic fluid between a heat exchanger and the peritoneal cavity of the patient, where a set of sensors is installed to measure the temperature in specific places. The exchanger is heated by circulation of water through a thermostatic bath. The monitoring and control of various equipment are performed by an application developed in LabVIEW, which shows the data in real time, and at the end of the procedure generates a report. A modular structure has also been designed to accommodate all the equipments in a mobile unit that can be easily transported between surgery rooms. The perfusion system was tested in the laboratory and it is operational.

Agradecimentos

O desenvolvimento desta dissertação foi um processo elaborado e árduo, pelo que não posso deixar de expressar a minha gratidão para com diversas pessoas.

Em primeiro lugar, agradecer ao meu orientador Prof. Joaquim Gabriel Mendes pela constante confiança depositada em mim, por todo apoio, por me ter proporcionado a realização de uma dissertação com uma temática extremamente interessante e que sem dúvida permitiu testar as minhas capacidades e desenvolvê-las.

Agradecer ao meu coorientador Dr. Joaquim Abreu de Sousa, pelo seu voto de confiança na realização de um projeto desta importância, pela sua impar amabilidade e também tempo disponibilizado dentro da sua vida atarefada para me esclarecer e apoiar sempre que necessário.

Expressar a minha gratidão também para com os funcionários da casa Joaquim Silva e António Ramalho pelo apoio técnico prestado e amizade, ao professor Carlos Pinho pela sua amabilidade em esclarecer algumas dúvidas ligadas à parte de transferências de calor, aos técnicos perfusionistas do IPO Jorge Narciso e Ricardo Silva pela disponibilidade e auxílio durante a fase de testes, ao Pedro Cruz da Equinotec pela sua colaboração e também ao staff da Paralab pelo apoio técnico.

Agradecer também a todos os meus colegas de curso, em especial aos meus colegas de laboratório, Artur Jorge, João Fernandes, Diogo e Manuel Cruz, com quem partilhei os meus dias de trabalho e cujo o apoio e opiniões foram preciosas.

Por último, agradecer à minha família, nomeadamente os meus pais, pelo apoio incondicional e por me terem proporcionado uma boa educação.

Índice de Conteúdos

1	Introdução	1
1.1	Enquadramento do projeto e motivação	2
1.2	Carcinomatose Peritoneal	3
1.2.1	Opções de tratamento	6
1.2.2	Pós-Operatório.....	11
1.3	Objetivos deste trabalho	11
1.4	Estrutura da dissertação	12
2	Estado de arte	15
2.1	Performer LRT	15
2.2	Solução atualmente existente no IPO	16
2.2.1	Banho Termostático.....	17
2.2.2	Bomba peristáltica	18
2.2.3	Display de Temperatura.....	19
2.2.4	Material descartável.....	19
3	Conceptualização de soluções para o sistema	21
3.1	Circulação do fluido	21
3.1.1	Bomba Peristáltica.....	21
3.1.2	Bombas de Diafragma	22
3.1.3	Síntese do estudo do elemento de circulação	22
3.2	Aquecimento do quimioterápico	23
3.2.1	Circuito com permutador de calor de capilares	23
3.2.2	Tubagem de dupla parede.....	24
3.2.3	Traçagem elétrica ou manta de aquecimento	24
3.2.4	Síntese da solução de aquecimento	27
3.3	Sensorização	28
3.3.1	Termopares	28
3.3.2	RTDs e Termístores.....	28
3.3.3	Síntese de sensorização	28
4	Arquitetura do sistema.....	31
4.1	Arquitetura de trabalho	31
4.2	Arquitetura de monitorização e controlo	32
4.3	Seleção de equipamentos.....	34
4.3.1	Material descartável.....	34
4.3.2	Banho termostático com recirculador.....	35
4.3.3	Bomba peristáltica	36
4.3.4	Sensores de temperatura	38
4.3.5	Concentrador/conversor série em Ethernet.....	40
4.4	Estrutura Mecânica.....	42
5	Desenvolvimento do software de aquisição e controlo	45

5.1	Introdução	45
5.2	Design e Estrutura	46
5.2.1	Página inicial.....	46
5.2.2	Ficha de procedimento	47
5.2.3	Menu de Controlo	48
5.3	Avaliação	50
6	Ensaaios experimentais.....	51
6.1	Introdução	51
6.2	Ensaaios de caudal	52
6.3	Ensaaios de temperatura	52
6.4	Síntese	55
7	Conclusões e trabalhos futuros	57
7.1	Conclusões	57
7.2	Trabalhos Futuros	58
	Referências.....	59
	Anexo A: Análise via analítica	61
	Anexo B: Análise computacional.....	71
	Anexo C: Datasheet dos equipamentos	73
	Anexo D: Blocos de código programados em LabVIEW	81

Lista de abreviaturas

CFD	<i>Computational Fluid Dynamics</i>
CP	Carcinomatose Peritoneal
CxCR	Cirurgia de Citorredução
HIPEC	Quimioterapia Intraperitoneal Hipertérmica Intra-operatória
IARC	<i>Agency for Research on Cancer</i>
IC	Índice de Citorredução
PCI	Índice de Cancro Peritoneal
NTC	<i>Negative Temperature Coefficient</i>
PC	<i>Personal Computer</i>
PLC	<i>Programmable Logic Controller</i>
PTC	<i>Positive Temperature Coefficient</i>
RTD	<i>Resistance Temperature Detectors</i>

Lista de símbolos

A_m	Área da manta de aquecimento
c_a	Calor específico do aço
c_f	Calor específico do fluido
D	Diâmetro interno da tubagem
f_p	Fator de potência da manta de aquecimento
h_1	Coefficiente de convecção no interior da tubagem
k	Condutividade térmica do fluido
k_s	Condutividade térmica do silicone
k_a	Condutividade térmica do aço
m_a	Massa do aço
\dot{m}_f	Caudal mássico de fluido
N	Coefficiente de segurança
Nu	Número de Nusselt
P	Potência elétrica proveniente da manta de aquecimento
Pr	Número de Prandtl
$\dot{Q}_{\text{necessário}}$	Potência térmica necessária para o aquecimento num único estágio
r_1	Raio interno da tubagem
r_2	Raio externo da tubagem
r_3	Raio externo da curvatura da chapa
Re	Número de Reynolds

T_a	Temperatura média do aço
T_{ai}	Temperatura inicial do aço
T_{af}	Temperatura final do aço
T_{fe}	Temperatura de entrada do fluido
T_{fs}	Temperatura saída do fluido
U	Coeficiente global de transferência de calor
v	Velocidade do fluido
\dot{V}	Caudal volúmico de fluido
Δt_{aq}	Intervalo de tempo que uma partícula de fluido se encontra dentro da caixa de aquecimento
Δt_{lc}	Intervalo de tempo de uma circulação ao circuito completo
ΔT_{ln}	Diferença de temperatura logarítmica
ν	Viscosidade cinemática do fluido

Índice de Figuras

Figura 1.1- Previsão da evolução de novas incidências em Portugal [2]	1
Figura 1.2- Aumento da produção hospitalar [3]	2
Figura 1.3- Aglomerado de nódulos [7]	4
Figura 1.4- Esquema da cavidade peritoneal sem e com ascite [8]	5
Figura 1.5- Nódulos e ascite [7]	5
Figura 1.6- Sequência do tratamento com HIPEC	7
Figura 1.7- Método de avaliação do PCI [5]	8
Figura 1.8- Relação IC/tamanho do nódulo [3]	8
Figura 1.9- Técnica de Coliseu [12]	10
Figura 1.10- Aspeto do paciente no bloco durante o procedimento HIPEC	10
Figura 1.11- Diagrama de Gantt	12
Figura 2.1- Performer LRT [14]	15
Figura 2.2- Arquitetura da Performance LRT [15]	16
Figura 2.3- Equipamento atual do IPO	17
Figura 2.4- Panorama no bloco operatório	17
Figura 2.5- Máquina de perfusão com o interior do banho termostático visível	18
Figura 2.6- Display Cobe da máquina de perfusão do IPO	19
Figura 2.7- Material descartável	20
Figura 3.1- Princípio de funcionamento de uma bomba peristáltica [16]	21
Figura 3.2- Princípio de funcionamento de uma bomba de diafragma [17]	22
Figura 3.3- Esquema do sistema de aquecimento com permutador de calor e banho termostático	23
Figura 3.5- Exemplo de uma aplicação de traçagem elétrica [18]	24
Figura 3.5- Manta de aquecimento [19]	26
Figura 3.6- Modelo 3D de meia caixa em corte	26
Figura 3.7- Modelo 3D da meia caixa de aquecimento com a tubagem incorporada	27
Figura 3.8- Efeito de Seebach [20]	28
Figura 3.9- Comparação da variação da resistência com o aumento de temperatura entre os sensores [21]	29
Figura 4.1- Modelo da arquitetura de trabalho	32
Figura 4.2- Modelo da arquitetura de monitorização e controlo	33
Figura 4.3- Permutador de calor (esquerda) e reservatório (direita)	35
Figura 4.4- Banho termostático selecionado	36
Figura 4.5- Bomba peristáltica selecionada com a respetiva cabeça desmontada	37
Figura 4.6- Arquitetura de trabalho final	38

Figura 4.7- Sensores NTC da Sensatronic (a) e módulo comunicação RS232 (b)	39
Figura 4.8- Cabo para ligação ao sensor NTC para leitura de temperatura no permutador.....	40
Figura 4.9- Caixa construída para incorporação dos módulos da Sensatronics.....	40
Figura 4.10- Concentrador/ conversor NPORT 5610-8 de RS232 em Ethernet da Moxa.....	41
Figura 4.11- Esquema final da arquitetura de monitorização e controlo	41
Figura 4.12- Esquema final da arquitetura global do sistema.....	42
Figura 4.13- Modelo 3D da estrutura com os componentes	43
Figura 5.1- Exemplo de código escrito em LabVIEW.....	46
Figura 5.2- Estrutura da interface	46
Figura 5.3- Página inicial da interface	47
Figura 5.4- Segunda página da interface.....	47
Figura 5.5- Terceira página da interface/ menu controlo.....	49
Figura 5.6- Menu de controlo com o sistema à temperatura ideal	49
Figura 5.7- Exemplo do relatório gerado	50
Figura 6.1- Setup do sistema na fase de testes	51
Figura 6.2- Bacia utilizada para simulação dos órgãos internos do paciente	52
Figura 6.3- Evolução da temperatura de inflow para diferentes set points.....	54
Figura 6.4- Evolução da temperatura em três pontos da bacia	55

Índice de Tabelas

Tabela 1.1- Descrição dos IC [3].....	8
Tabela 1.2- Agentes quimioterápicos utilizados em cada tipo de carcinoma [3].....	11
Tabela 2.1- Valores de caudal em função da velocidade de rotação e diâmetro das tubagens	19
Tabela 3.1- Vantagens e desvantagens de cada solução para a circulação do quimioterápico	23
Tabela 3.2- Vantagens e desvantagens de cada solução para o aquecimento do quimioterápico	27
Tabela 3.3- Principais características de elementos sensores [21]	29
Tabela 4.1- Resumo dos parâmetros de controlo/monitorização	33
Tabela 4.2- Vantagens e desvantagens	34
Tabela 4.3- Características do banho termostático selecionado (modelo ME-4 da Julabo)	36
Tabela 4.4- Características da bomba	37
Tabela 4.5- Características das sondas de temperatura da Sensatronics	39
Tabela 5.1- Esquema de cores da tubagem mediante o valor da temperatura de inflow.....	49

1 Introdução

O aumento da esperança média de vida e o consequente envelhecimento da população fazem prever um aumento dos casos de cancro no futuro próximo. De facto, segundo um estudo realizado pela *International Agency for Research on Cancer (IARC)*, nos próximos anos a União Europeia deve sofrer um acréscimo em 13,7 % em novos casos de cancro. Os prognósticos para Portugal são em tudo semelhantes, com a previsão a estabelecer-se num aumento em 12,6 % [1,2], figura 1.1.

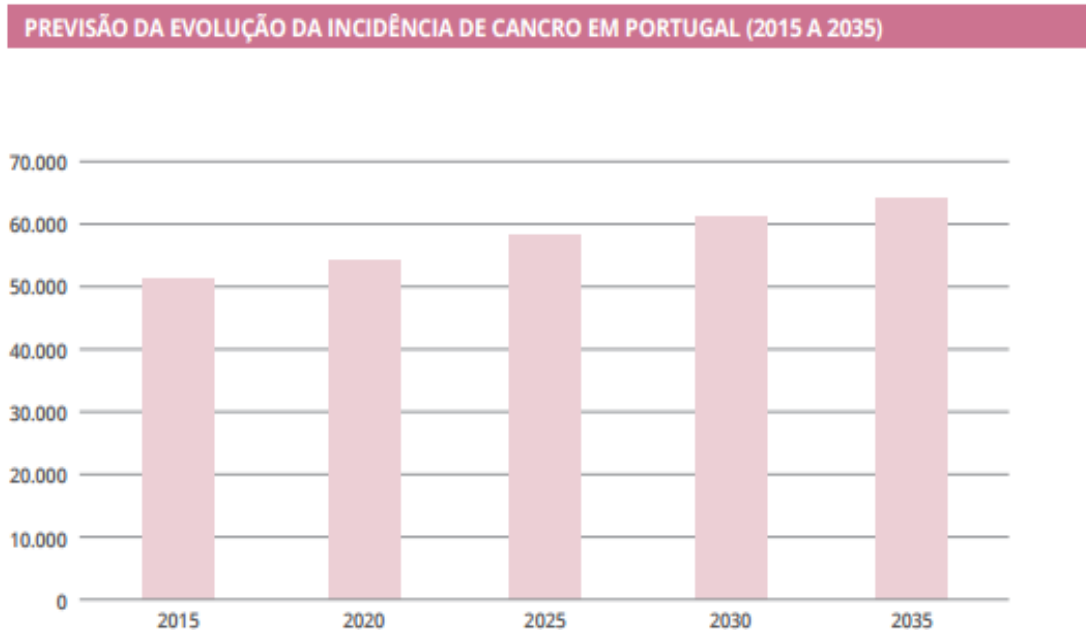


Figura 1.1- Previsão da evolução de novas incidências em Portugal [2]

Se por um lado o número de casos tem vindo a crescer, é igualmente verdade que o número de sobreviventes diagnosticados com este tipo de quadro clínico também tem vindo a aumentar. Ora, este dado é um claro efeito da evolução que tem sido verificada no campo da medicina. Novas técnicas, novos equipamentos e, obviamente, o contínuo esforço e motivação dos profissionais da área da saúde, que em conjunto com as organizações de saúde, quer a nível nacional, quer internacionais, têm sido os verdadeiros motores deste novo panorama em desenvolvimento. Na figura 1.2, é perceptível o constante aumento na produção hospitalar no que toca a doenças oncológicas em Portugal, sendo que todos os anos mais utentes com cancro têm saídos dos hospitais portugueses [2].

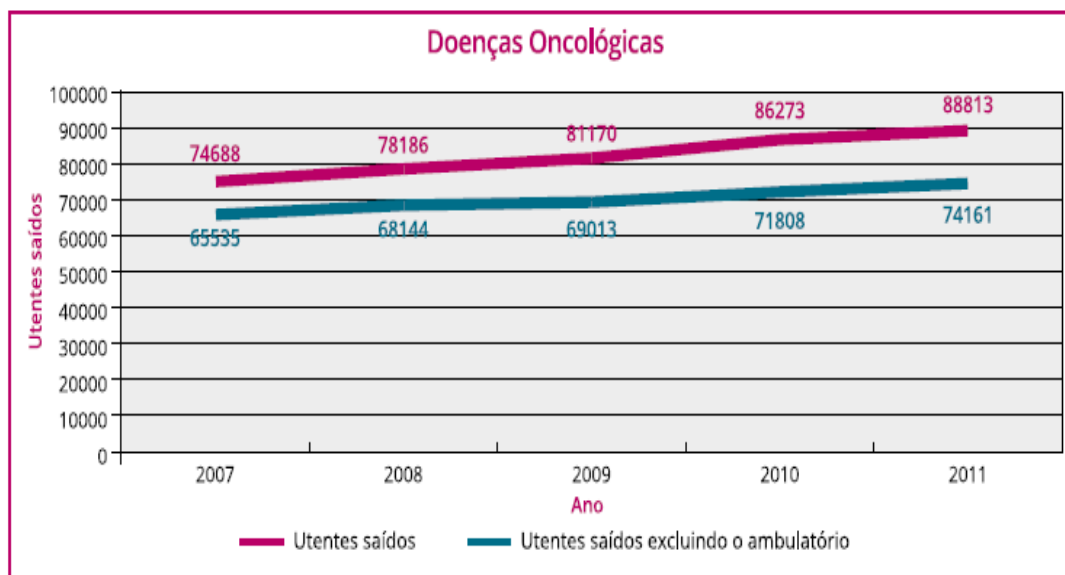


Figura 1.2- Aumento da produção hospitalar [3]

Apesar da constante evolução científica e tecnológica, a verdade é que se constata que o número de mortes devido a doenças oncológicas é ainda superior ao que seria desejado nesta fase. Assim, é necessário continuar a investigar, trabalhar e desenvolver novas soluções que possam de forma eficaz melhorar este paradigma.

1.1 Enquadramento do projeto e motivação

A constante necessidade de melhorar a qualidade dos tratamentos e cirurgias tem levado ao desenvolvimento de novos equipamentos. É neste sentido que surge a temática desta dissertação.

A Carcinomatose Peritoneal é uma doença associada ao surgimento de partículas cancerígenas no peritónio¹. Atualmente, as principais técnicas para tratamento da CP são a cirurgia de Citorredução e a Quimioterapia Intraperitoneal Hipertérmica Intraoperatória (HIPEC) [4].

O Instituto Português de Oncologia (IPO) é um dos centros que utiliza ambas as técnicas de forma complementar para tentar reduzir o mais possível as neoplasias associadas à CP. Para isto, é necessário recorrer a um dispositivo de perfusão que realize a circulação, passando pela cavidade peritoneal do paciente, de um fluido quimioterápico a uma temperatura específica (42°C) de modo a maximizar o efeito do tratamento HIPEC.

Segundo o IPO, o equipamento atualmente em uso começa a tornar-se obsoleto e a apresentar alguns problemas de funcionamento. Em primeiro lugar, apresenta algumas dificuldades em controlar temperatura, o que é um requisito fundamental para um tratamento eficaz. Em segundo, sendo o único equipamento deste cariz que o IPO possui, não só condiciona o número de tratamentos que se podem realizar, como demonstra efetivos sinais de desgaste. Isto é ainda agravado pelo facto de não ser um equipamento standard de mercado, o que torna a sua manutenção árdua.

¹ Membrana serosa transparente que recobre a parede abdominal e as vísceras.

Com base neste panorama, foi proposto à Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP) o desenvolvimento de um novo equipamento enquadrado no âmbito de uma dissertação de mestrado integrado em automação. O trabalho foi-me apresentado e desde logo despertou o meu interesse, não só por permitir por em prática os conhecimentos do curso, como também por contribuir para uma causa social.

1.2 Carcinomatose Peritoneal

Apresentado o problema, é agora importante procurar compreender de forma sucinta a doença, as técnicas de tratamento mais comuns e ainda os dispositivos existem disponíveis no mercado para o efeito.

De acordo com [4] “A carcinomatose peritoneal consiste na presença de múltiplos nódulos neoplásicos na cavidade intraperitoneal, sendo a disseminação possível pela livre circulação de células neoplásicas nesta cavidade”.

Durante muito tempo, a ocorrência desta doença era tomada como sendo extremamente rara. Contudo, hoje em dia são anualmente diagnosticados centenas de milhares de pacientes com a mesma, podendo esta ter três possíveis tipos de origem:

1. O cancro é originado pelas células mesoteliais que delineam a linha do peritónio dando assim origem a um raro tipo de neoplasia denominado de *mesotiloma maligno*. As estimativas indicam que a incidência deste é de cerca de 1 a 2 casos por milhão de habitantes/ano, sendo que atinge com o triplo da frequência o sexo masculino. O risco de desenvolver esta doença aumenta com a idade, pelo que é essencialmente diagnosticada em pessoas com mais de 60 anos. Espera-se ainda, que o número de pacientes venha a aumentar nos próximos anos, especialmente em indivíduos que tenham sofrido exposição a abesto²[5,6].
2. As células cancerígenas são criadas por um tumor produtor de muco normalmente situado no apêndice. O progressivo crescimento deste pode levar à sua posterior rotura, espalhando assim partículas produtoras de muco pelo abdómen. A dada altura, todo o abdómen encontra-se cheio deste muco o que leva a uma condição denominada por *pesudomyxoma peritonei*. Esta apresenta uma incidência de 1 a 2 pacientes por cada milhão de pessoas em cada ano, sendo mais comum em mulheres do que nos homens [5].
3. Pode ainda resultar de um qualquer tipo de cancro localizado em qualquer parte do corpo, cujas partículas cancerígenas acabam por chegar à parede do peritónio. No entanto, é mais comum que seja provocada por partículas associadas a órgãos que se encontrem dentro da cavidade peritoneal como o estômago, cólon e ovários. Estatísticas recentes apontam que 10% dos pacientes com cancro do cólon acabam por vir a desenvolver CP e que este valor aumenta para 30% para indivíduos com cancro gástrico³ [4,5].

² Variedade fibrosa de sais minerais metamórficos de ocorrência natural e utilizados em vários produtos comerciais (por ex. no amianto).

³ Cancro do estômago.

Quando invadem o peritóneo, as células cancerígenas multiplicam-se formando pequenos nódulos (2 a 5 mm), figura 1.3. Estes podem ocorrer em qualquer zona da cavidade abdominal, mas de forma mais comum no diafragma direito, pélvis e parede do intestino. Em fases mais avançadas da doença, é comum encontrar-se massas acumuladas de nódulos neoplásicos [5]. Em termos da esperança média de vida, para indivíduos portadores de CP que não efetuem tratamentos adequados, esta situa-se entre as 6 semanas e os 6 meses, dependendo do cancro em causa.



Figura 1.3- Aglomerado de nódulos [7]

Um dos problemas associados a esta doença, é a dificuldade da sua deteção nos primórdios devido aos sintomas serem poucos claros. Com efeito, em muitos casos só se consegue diagnosticar a CP em fases já avançadas da mesma, sendo frequente que esta deteção ocorra durante a cirurgia a um tumor primário.

Quando os nódulos neoplásicos começam a crescer na superfície intestinal, podem provocar a progressiva obstrução do tubo digestivo, levando ao inchaço do abdómen, perda de apetite e peso. Outra consequência da carcinomatose peritoneal, é a acumulação de grandes quantidades de fluidos na cavidade abdominal, fenómeno denominado de ascite, figura 1.4 e figura 1.5. Esta está por norma associada a pacientes com graves problemas de fígado ou pâncreas. No caso de pacientes com *pseudomyxoma peritonei*, a ascite consiste essencialmente em muco. Esta pode levar à obstrução do intestino e ainda a uma respiração mais curta devido a aumento de pressão nos pulmões. Em casos mais graves, a completa obstrução do intestino pode resultar na incapacidade de comer e beber, vómitos, dor abdominal conduzindo a um rápido detriorar da condição do paciente [5].

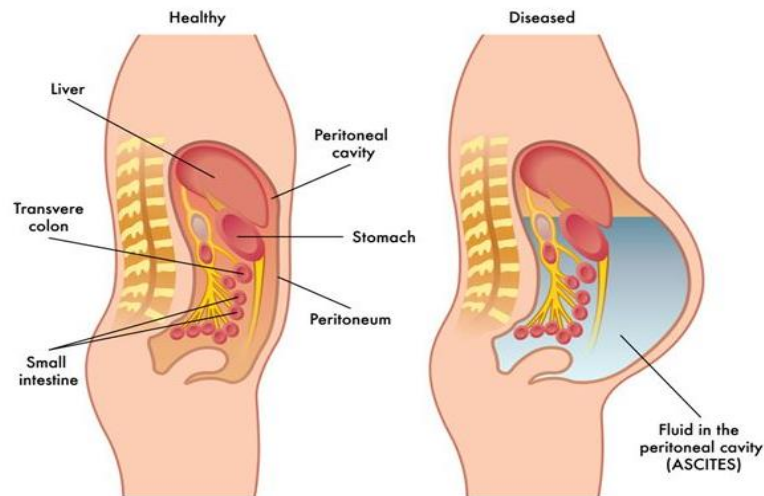


Figura 1.4- Esquema da cavidade peritoneal sem e com ascite [8]

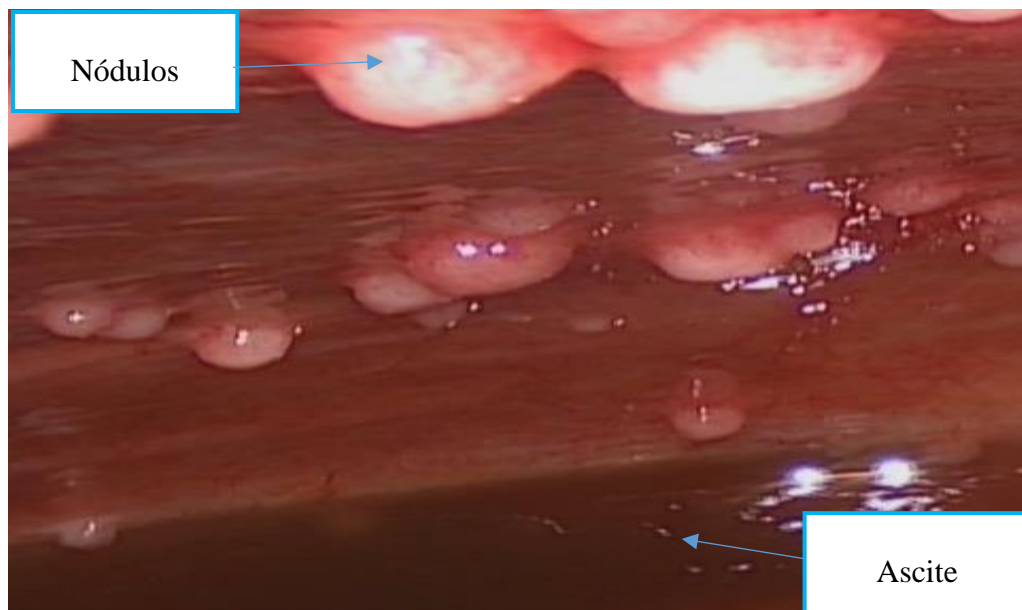


Figura 1.5- Nódulos e ascite [7]

Como já foi referido anteriormente, a deteção da CP é complexa, não existindo uma forma ideal e precisa de identificar a sua existência. Assim, o mais frequente é recomendar-se uma combinação de exames, conforme indicado seguidamente:

- Exame físico: descoberta de nódulos de tumor ou de ascite por palpação da barriga. Contudo, a deteção por este método só é possível em fases muito avançadas da doença;
- Marcadores de testes para tumores: realização de testes de sangue que possam indicar a presença de neoplasias. No entanto, estes testes não são muito específicos para a maioria dos cancros, especialmente para a CP.
- Ultrassons: inspeção da cavidade por ecografia abdominal. É uma ferramenta muito útil para a deteção de ascite mas não tanto de tumores primários.

- Termografia computadorizada (CT): exame radiológicos detalhados para a determinação da presença de cancro peritoneal e em certos casos ascite. Este método apresenta dificuldades em diagnosticar a doença na fase inicial, já que para que os nódulos sejam detetados devem ter cerca de 10 mm de diâmetro.
- Biopsia: uma pequena porção de tecido é removido do corpo do paciente para investigação ao microscópio.
- Patologia: pequenas partes do tumor devem ser removidas para examinação ao microscópio.
- Endoscopia: quando o tumor primário é potencialmente localizado, deve ser realizada um esofagogastroduodenoscopia caso a investigação seja no tubo digestivo ou uma colonoscopia no caso do alvo ser o intestino [7].

1.2.1 Opções de tratamento

Durante as duas últimas décadas, globalmente vários hospitais têm vindo a possibilitar tratamentos para pacientes previamente selecionados com CP. Estes tratamentos são complicados e bastante específicos, pelo que requerem equipas de profissionais muito competentes e experientes em várias disciplinas como medicina oncológica, cirurgia oncológica, radiologia e patologia. O tratamento ideal para um paciente depende de um vasto conjunto de fatores como a idade, origem e fase do cancro e a condição quadro clínico do mesmo. Infelizmente, nem todos os pacientes estão aptos para realizar os tratamentos especialmente nos casos em que a doença se encontra num estado consideravelmente avançado.

Atualmente existem duas vias de tratamento diferentes: as que têm uma intenção paliativa e as que têm intenções curativas. Os cuidados paliativos aplicam-se a pessoas com uma boa condição clínica, cujo o estado do cancro peritoneal seja muito extenso, com metástases⁴ fora da cavidade abdominal, ou em tumores que não sejam compatíveis com tratamentos curativos como a HIPEC. O tratamento paliativo tenta forçar-se em várias áreas incluindo procedimentos de remoção de ascite, cirurgias contra a obstrução do intestino, suporte nutricional, aplicação de inibidores de dor e quimioterapia sistémica [5].

Os tratamentos com intenções curativas, tal como o próprio nome indica, pretendem curar de forma definitiva o paciente. Uma abordagem deste tipo engloba a combinação de várias metodologias como quimioterapia sistémica, cirurgia para remoção de células neoplásicas e HIPEC.

Um tratamento curativo com HIPEC é um procedimento que por norma está dividido em quatro fases: exploração, cirurgia de citorredução(CxCR), HIPEC e reconstrução, figura 1.6.

⁴ Processo complexo que envolva a propagação de uma neoplasia às partes diversas partes do corpo, distantes do seu local de origem.

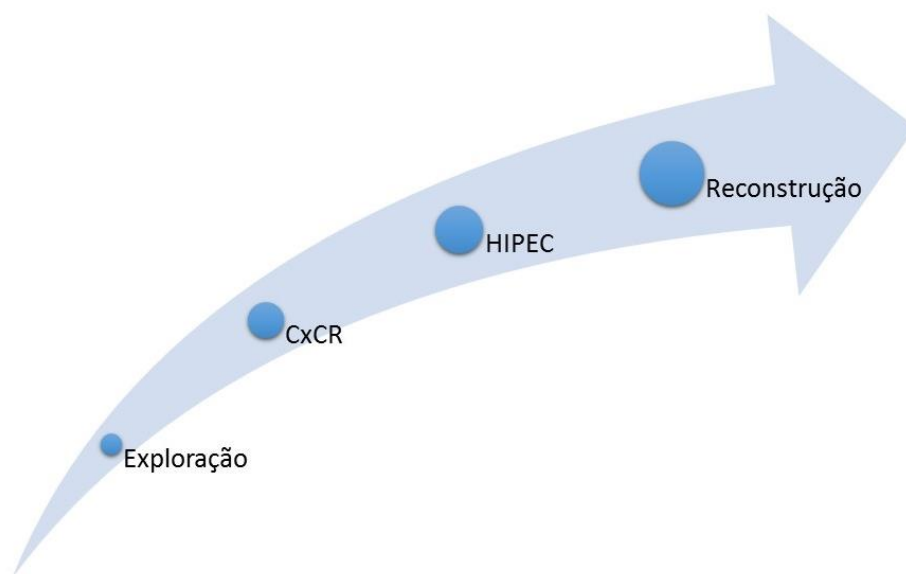


Figura 1.6- Sequência do tratamento com HIPEC

Exploração

A exploração surge como a primeira fase de todo o procedimento de tratamento e consiste essencialmente numa investigação extensiva das zonas do corpo afetadas com tumores e células cancerígenas. A partir desta, é possível aos médicos definir uma classificação para quantificar o grau de gravidade e extensão do cancro peritoneal.

O método de classificação mais comum em vigor é o índice de cancro peritoneal ou PCI. Este consiste na atribuição de valores entre zero e três, conforme a dimensão da lesão, às diversas regiões da cavidade abdominal. No final, realiza-se o somatório destas pontuações de forma a obter o PCI [5,6].

Apesar do PCI poder tomar qualquer valor entre 0 e 39 é comum existir um valor máximo para este que depende do tipo de doença em causa, sendo por norma definido pelo hospital. Caso o PCI de um dado paciente exceda o limite superior estabelecido pela instituição hospitalar em causa, o procedimento operativo é cancelado [4,5,6].

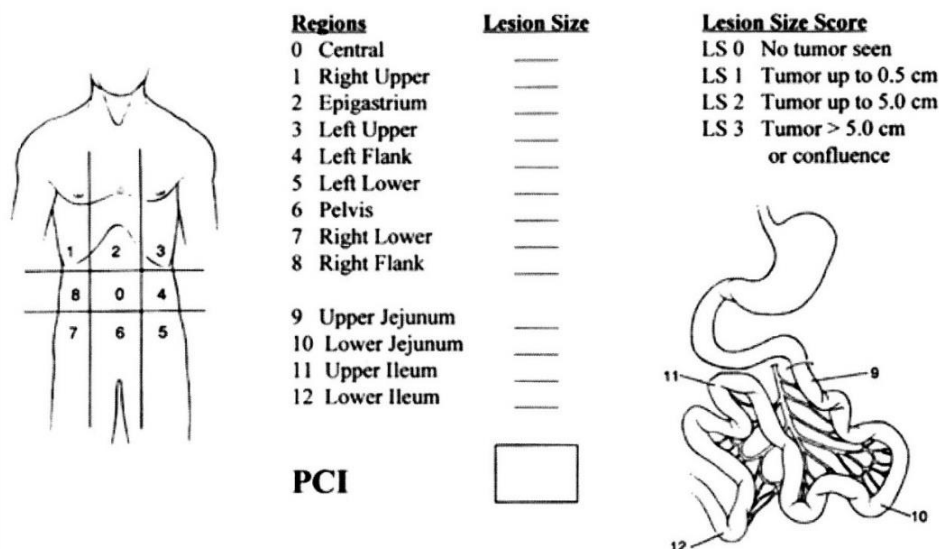


Figura 1.7- Método de avaliação do PCI [5]

Cirurgia de Citorredução (CxCR)

Uma das técnicas utilizadas para a remoção dos tumores na parede peritoneal é citorredução. Esta técnica foi referenciada pela primeira vez em 1995 por Sugarbaker, P.H [4].

A CxCR tem como finalidade reduzir a massa neoplásica existente. Simultaneamente, permite sensibilizar o carcinoma à ação da quimioterapia, que por norma têm dificuldade em penetrar em tumores de maior dimensão. Esta caracteriza-se ainda por ser uma cirurgia pouco comum, complicada e com uma duração média de 5 a 11 horas dependente de cada caso [9].

A avaliação da citorredução pode ser efetuada através do índice de citorredução (IC). Este pode ser definido como a quantidade residual de nódulos presentes na parede peritoneal e representa um importante fator no prognóstico dos pacientes [10], tabela 1.1 e figura 1.8.

Tabela 1.1- Descrição dos IC [4]

IC	Descrição
0	Ausência de doença macroscópica
1	Nódulos residual <2,5 mm
2	Nódulos residuais entre 2,5 e 25 mm
3	Nódulos residuais > 25 mm

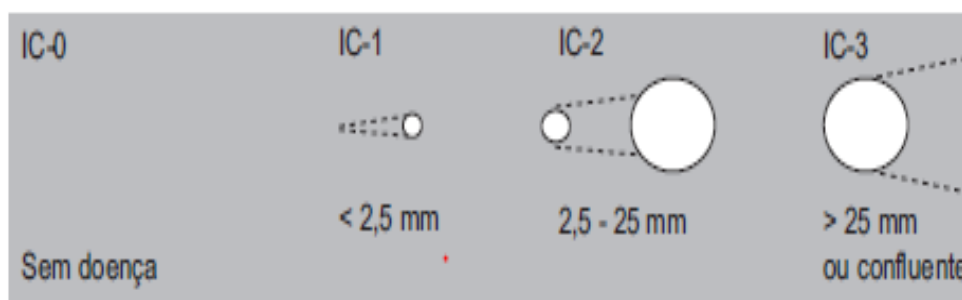


Figura 1.8- Relação IC/tamanho do nódulo [3]

Quimioterapia Intraperitoneal Hipertérmica Intraoperatória (HIPEC)

A HIPEC é mais um procedimento utilizado para combater as neoplasias relacionadas com a CP. O termo “intraperitoneal” significa que o tratamento é efetuado no interior da cavidade peritoneal, enquanto que o termo “hipertérmica” indica que a solução quimioterápica é aquecida [10].

Por oposição à distribuição comum da quimioterapia sistémica, em que o agente do tratamento circula pelo corpo todo, na HIPEC esta ocorre de forma concentrada e direta nas células cancerígenas da zona abdominal. Deste modo, é possível aplicar maiores dosagens do agente em causa e diminuir a exposição das restantes zonas do corpo, minimizando assim os efeitos secundários da quimioterapia [7].

Como já foi referido, os efeitos da quimioterapia aquecida não têm uma grande capacidade de penetração nos tumores de maiores dimensões, sendo por isso esta um pouco limitada na sua ação. Assim sendo, deve-se tentar remover o máximo de massa neoplásica antes de aplicar esta técnica, o que resulta em que o tratamento HIPEC é preferencialmente utilizada posteriormente à CxCR para eliminar os nódulos residuais [4].

A aplicação da HIPEC pode ser realizada por meio de duas vias, com o abdómen aberto ou com o abdómen fechado. A técnica aberta, também designada por técnica do coliseu, foi descrita por Sugarbaker, P.H. e é aquela que neste momento é empregue pelo IPO do Porto. Nesta, “...depois do procedimento de citorredução, são colocados um cateter de Tenckhoff centralmente no abdómen e três drenos de Jackson-Pratt nas áreas sub-hepáticas, subdiafragmática esquerda e na pélvis. Seguidamente a parede abdominal é suspensa pelo aro afastador de Brook-Walter. A laparostomia é coberta com uma película de plástico para evitar o extravasamento do líquido de perfusão e para diminuir a perda de calor. Durante a perfusão são manipuladas as ansas intestinais, para evitar as adesões das superfícies peritoneais e assegurar uma completa distribuição dos citostáticos nas áreas de risco” [5], figura 1.9. Um aspirador é ainda colocado no topo desta mesma cobertura, de modo a garantir a aspiração dos aerossóis libertados pelo citostático e evitar a sua inalação, figura 1.10. Para o controlo da temperatura, são posicionados três termómetros na região abdominal: um colocado junto à região de entrada do quimioterápico (cateter de *inflow*), outro junto à cavidade pélvica e finalmente, mais um no espaço subdiafragmático (cateteres distais) [4].

A um permutador de calor, está incumbida a tarefa de aquecer a solução até aos 42 °C. Ora, isto é desejável já que a esta temperatura se verifica que existe uma redução significativa no metabolismo oxidativo das células neoplásicas. Deste modo, a capacidade dos citostáticos penetrarem nos tumores é melhorada, sendo por isso a sua ação mais eficaz. Veja-se, que o parâmetro - temperatura - é aqui fulcral, já que se estiver abaixo do valor pretendido o efeito da quimioterapia é diminuído e, caso esteja acima do limite estabelecido, pode provocar queimaduras internas [4,10,11].

Conforme descrito por Alves “... a principal vantagem da técnica em coliseu é a quimioterapia e o calor serem adequadamente distribuídos por toda a cavidade peritoneal com a manipulação do cirurgião, permitindo que a quimioterapia chegue a todas as zonas do abdómen. As desvantagens são a maior dificuldade em atingir a temperatura interperitoneal ideal e o risco de exposição a partículas e aerossóis da quimioterapia pelo pessoal do bloco operatório” [4].



Figura 1.9- Técnica de Coliseu [12]



Figura 1.10- Aspeto do paciente no bloco durante o procedimento HIPEC

O procedimento dura por norma cerca de 90 minutos. No final deste, o agente quimioterápico é aspirado, a cavidade é aberta e lavada com soro fisiológico. Finalmente, volta-se a fechar e a cirurgia é dada por completa.

A tabela 1.2 indica os agentes usados para cada tipo de carcinoma.

Tabela 1.2- Agentes quimioterápicos utilizados em cada tipo de carcinoma [4]

Tipo de doença	Agente quimioterápico
Carcinomatose Peritoneal	Mitomomicina C
Carcinoma do Ovário	Cisplatina ou doxorubicina
Carcinoma do Estômago	Cisplatina ou doxorubicina

1.2.2 Pós-Operatório

Terminado o procedimento da HIPEC, os pacientes são mantidos em cuidados intensivos para monitorização do seu estado clínico. Conforme a condição destes, os cateteres inseridos para o procedimento são removidos.

Sendo um procedimento oncológico bastante complexo e invasivo, é frequente que após a HIPEC surjam algumas complicações. Infecção dos pulmões e da bexiga, dificuldades em comer e beber, feridas e também ocorrência de fugas de conteúdo do intestino para a cavidade abdominal são alguns exemplos, sendo o último referido o menos comum. Dado ser um tratamento com quimioterapia, alguns pacientes podem também experienciar os efeitos secundários derivados desta, tais como a perda de cabelo.

Hoje em dia, e apesar da elevada complexidade da operação, a HIPEC é considerada bastante segura. Alguns estudos apontam que a probabilidade de um doente com CP morrer num estabelecimento hospitalar após a realização deste procedimento se queda em menos de 3%. Outras análises relacionadas com a qualidade média de vida dos indivíduos que são expostos ao tratamento, apontam para que apesar desta descer imediatamente após o tratamento HIPEC, o que é expectável devido ao impacto do mesmo, após três meses volta a estabilizar num nível normal para a maioria dos pacientes, podendo para alguns inclusive melhorar. Refira-se ainda, que de modo a complementar todo este tratamento, os médicos aconselham a realização de quimioterapia sistémica como forma de evitar o ressurgimento [5].

1.3 Objetivos deste trabalho

O objetivo principal deste trabalho é o desenvolvimento de um novo sistema de perfusão capaz de realizar o procedimento HIPEC no tratamento de doentes com carcinomatose peritoneal. Este deve ser uma solução flexível e de baixo custo, quando comparado com a oferta presente no mercado, colmatando assim uma necessidade expressa pelo IPO do Porto.

Para isso foram definidas as tarefas seguintes:

1. **Revisão do estado de arte/bibliografia:** esta é a primeira tarefa a efetuar, e consiste na recolha de informação e bibliografia associada à temática da dissertação em livros, e-books, artigos, patentes e ainda na internet em geral.
2. **Definição de requisitos:** esta é uma etapa vital, já que é neste momento em que se define quais os parâmetros de operação do dispositivo a construir.

3. **Estudo/seleção da solução a utilizar:** a terceira tarefa consiste na definição da arquitetura do sistema e na seleção de todos componentes necessários,
4. **Desenvolvimento:** o desenvolvimento da solução implicará o desenho de componentes, a escrita de software de controlo dos equipamentos e o desenho de placas de circuito impresso para a interface com o sistema de controlo.
5. **Testes:** testar exaustivamente toda a instalação, simulando falhas previsíveis, tais como corte de alimentação, conexão de um cabo, falha de comunicação, etc.
6. **Escrita da documentação do trabalho:** neste âmbito prevê-se não só a escrita da dissertação, mas também de um manual de utilizador e de um manual técnico para apoio à manutenção e atualização do sistema.

A figura 1.11 apresenta o diagrama de Gantt associado à calendarização definida.

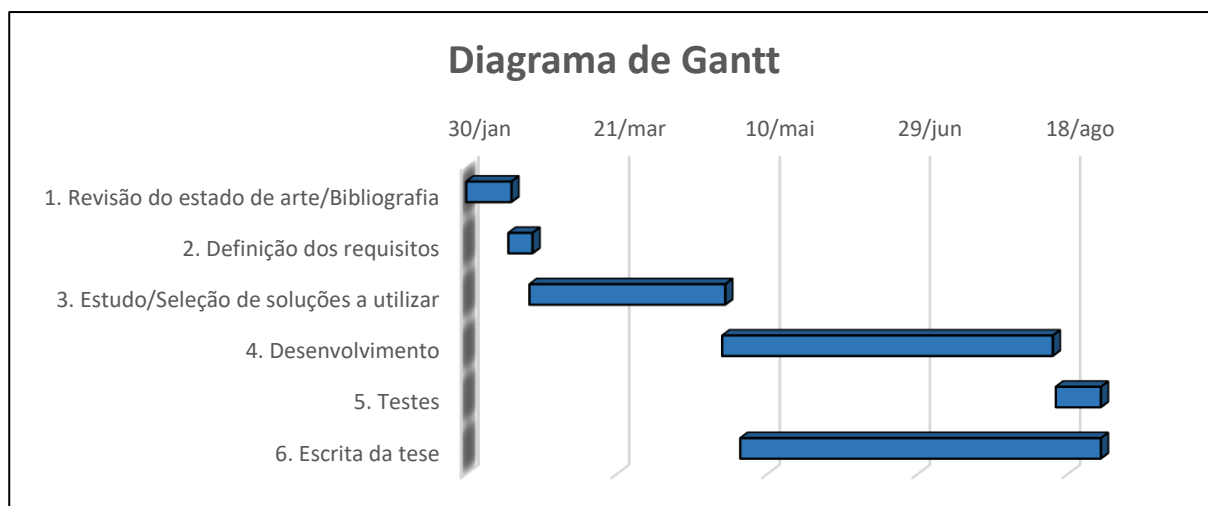


Figura 1.11- Diagrama de Gantt

1.4 Estrutura da dissertação

- O presente documento é composto por 7 capítulos e 4 anexos organizados da seguinte forma:
- Capítulo 2 - Estado de arte: aqui será feito um estudo das soluções existentes no mercado e também uma descrição daquela que o IPO possui neste momento. Isto permitirá ter uma visão mais ampla da realidade do projeto e será sempre um bom ponto de partida para retirar algumas ideias para o mesmo;
- Capítulo 3 - Conceptualização das soluções do sistema: neste capítulo serão abordadas e discutidas as possíveis soluções construtivas a implementar neste projeto e realizada uma avaliação das mesmas de forma a justificar qual a melhor opção;
- Capítulo 4 - Arquitetura do sistema: neste ponto da dissertação será definida toda arquitetura do sistema, selecionados os componentes a utilizar e as interfaces de comunicação associadas a estes;
- Capítulo 5 - Desenvolvimento do software de controlo: neste capítulo da dissertação será realizado uma descrição da interface de controlo desenvolvida;

- Capítulo 6 - Ensaaios experimentais: nesta secção serão realizados os testes à máquina desenvolvida e conforme estes, serão feitos os ajustes necessários para o bom funcionamento da mesma;
- Capítulo 7- Conclusões e trabalhos futuros: finalmente, serão apontadas as conclusões retiradas durante todo o processo da dissertação e realizada uma reflexão sobre as mesmas. Também, serão levantados tópicos que, não tendo sido possíveis de abordar no decorrer da dissertação, seriam interessantes de explorar num trabalho futuro.

2 Estado de arte

Em termos do mercado global existe uma oferta limitada de produtos para o tratamento através da HIPEC. Esta evidência deve-se essencialmente ao facto de não serem realizadas muitas cirurgias deste género, logo a procura não é muito elevada. Por outro lado, este tipo de equipamento é em tudo semelhante ao concebido para diálise, sendo assim muitas vezes possível usar um destes equipamentos e proceder a algumas alterações para servirem os requisitos da HIPEC.

2.1 Performer LRT

Um exemplo concreto deste tipo de equipamentos é o PERFORMER LRT da Medtronic. Esta máquina foi concebida especificamente para o suporte a terapias de cancros regionais, podendo o utilizador seleccionar entre três modos de operação: *Hypertermic Isolated Perfusion*, *Hypertermic Intra-Peritoneal Perfusion*, *Isolated Hypoxic Perfusion + Hemofiltration*, figura 2.1.



Figura 2.1- Performer LRT [14]

Este equipamento é composto por:

- Unidade de controlo que possibilita a leitura de oito sensores de temperatura e a monitorização da mesma em tempo real;

- Uma placa de aquecimento de elevada eficiência permitindo um rápido aquecimento dos fluidos que circulam dentro dos circuitos descartável até um *set point* máximo de 45 °C (limite de hipertermia);
- Unidade de transferência de dados através de um cartão de memória ou por comunicação série através de uma porta RS232;
- Interface gráfica com *touchscreen* de fácil utilização permitindo a visualização e ajuste dos parâmetros do tratamento;
- Impressora que proporciona em papel os dados do tratamento;
- Bomba infusora para a administração automática de anticoagulantes;
- Até quatro bombas peristálticas, dependente do tratamento em causa, com a possibilidade de gerar caudais entre 1,2 e 5 L/min;

A performer LRT é uma máquina de alto desempenho, contudo apresenta um preço igualmente elevado. A figura 2.2 apresenta uma visão esquemática da mesma, onde podemos ver a existência de duas bombas peristálticas, um elemento de aquecimento, um reservatório e um conjunto de sondas de temperatura.

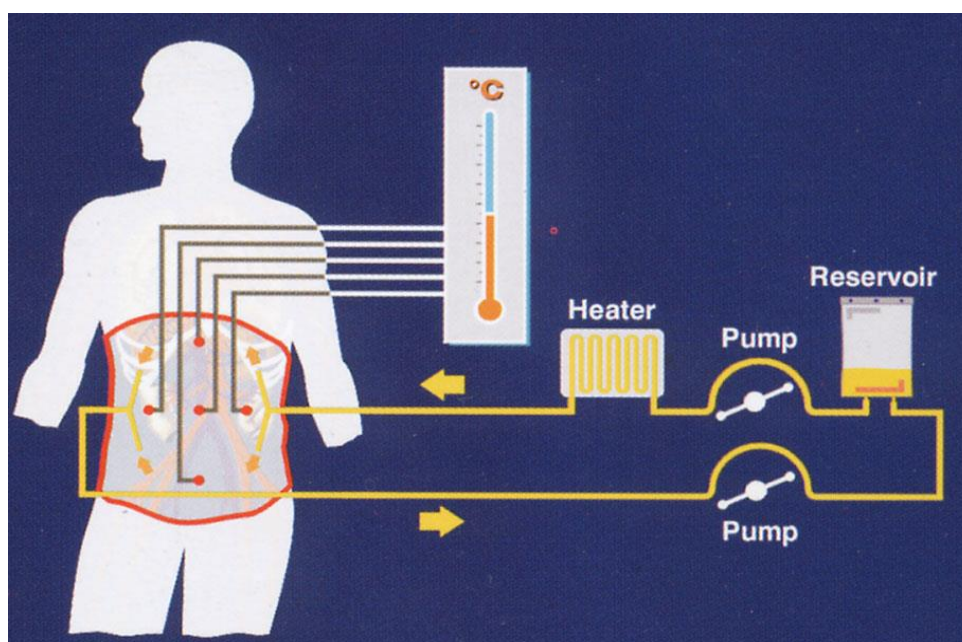


Figura 2.2- Arquitetura da Performance LRT [15]

2.2 Solução atualmente existente no IPO

Conforme referido na secção 2.1, o custo do Performer LRT é elevado, com um valor da ordem de 80 a 90 mil euros, ao qual é necessário acrescentar o preço de cada kit descartável, com valores de cerca de 1000 euros, e claro o elevado custo do tempo de bloco. Estima-se, que a realização de um tratamento completo de HIPEC fique por um montante entre os 12 a 15 mil euros por paciente. Foi este fator económico que levou há 10 anos atrás o IPO a contratar um técnico para projetar uma solução *homemade*, com um custo bem mais reduzido, mas que atualmente apresenta alguns problemas conforme referido anteriormente, figuras 2.3 e 2.4.

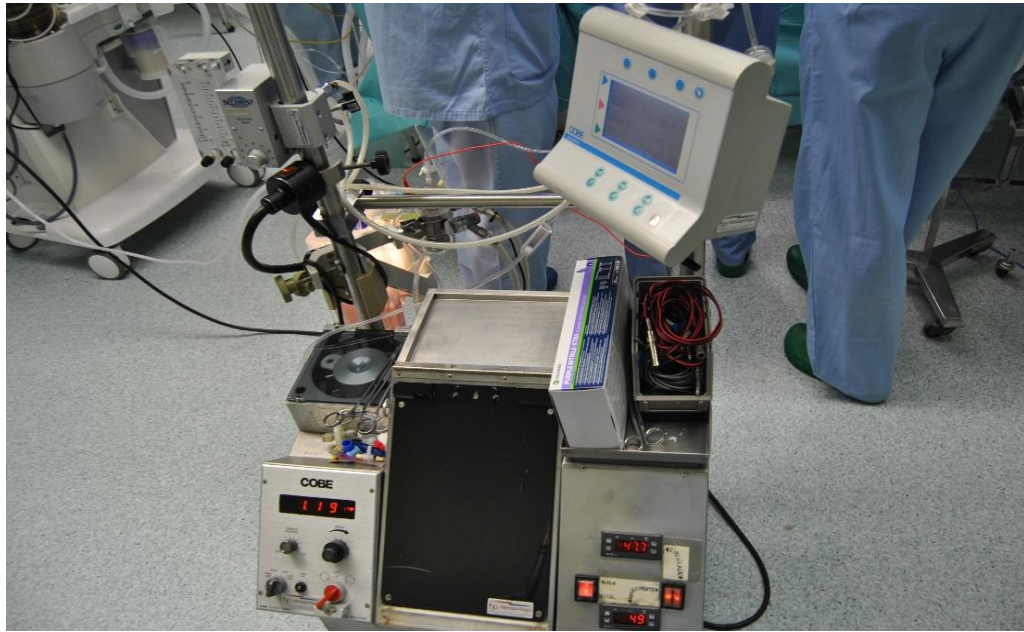


Figura 2.3- Equipamento atual do IPO



Figura 2.4- Panorama no bloco operatório

Centrando-nos na solução tecnológica em causa, a máquina atual é constituída por diversos elementos:

2.2.1 Banho Termostático

O banho termostático existente é um reservatório em aço inoxidável com uma resistência interna e um controlador de temperatura para o aquecimento da água.

Um dos problemas associados a este banho é a dificuldade em alcançar temperaturas superiores aos 49°C. Como consequência deste inconveniente, constata-se que por vezes são necessários cerca de 30 ou mais minutos para se dar o aquecimento da cavidade peritoneal até à temperatura

pretendida, o que se traduz em custos associados ao tempo de bloco. Refira-se, que esta variabilidade no aquecimento está associada a diversos fatores relacionados com a cavidade peritoneal de cada paciente.

Um outro problema verificado está na falta de isolamento presente nas tubagens que interligam o banho e o permutador de calor. Deste modo, existem perdas térmicas das mesmas para o exterior. Veja-se na figura 2.5, os dois mostradores do banho, que apresentam a temperatura no interior e à entrada do permutador. Regista-se assim desde logo uma queda de 1,5 °C.

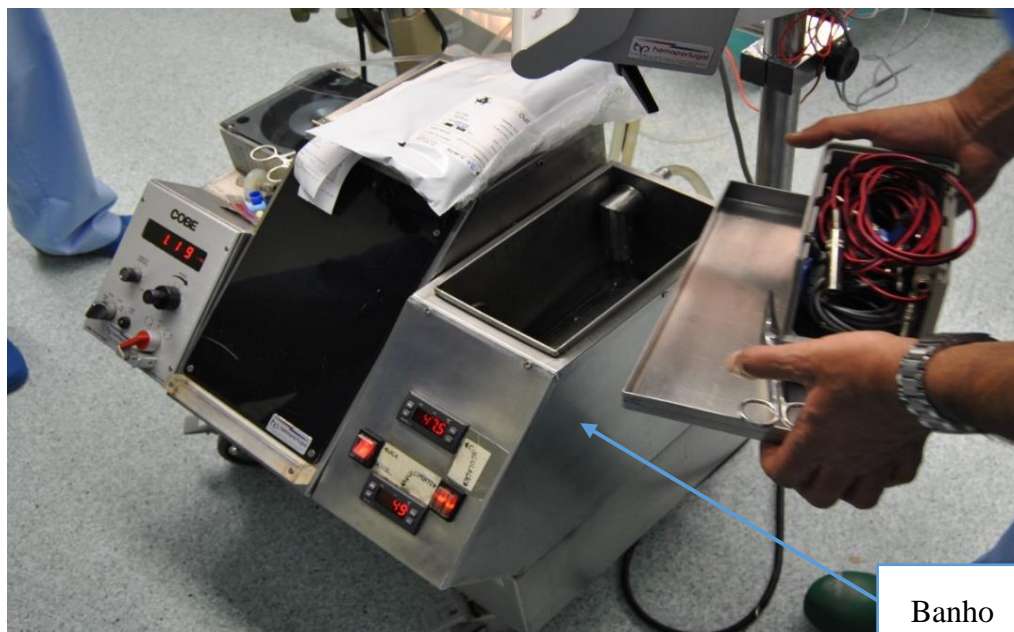


Figura 2.5- Máquina de perfusão com o interior do banho termostático visível

2.2.2 Bomba peristáltica

A circulação do fluido é garantida pela utilização de uma bomba peristáltica da marca Cobe com a referência 043600-00. Esta permite uma interessante gama de caudais para diferentes velocidades de rotação e diferentes diâmetros de tubagem, tabela 2.1. Outro aspeto desta máquina é que tem apenas uma bomba que opera tanto no circuito de ida como de retorno do quimioterápico, sendo que neste último o regresso do fluido da cavidade peritoneal é feito por geração de vácuo da bomba e por assistência de um outro equipamento existente no bloco para este efeito. Ora, e segundo os perfusionistas do IPO, isto revela-se um problema de segurança em termos do ambiente do bloco, já que resulta numa maior libertação aerossóis que são prejudiciais à saúde humana. Adicionalmente, possuindo apenas uma bomba, existe também a incapacidade de se conseguir impor diferentes velocidades para o *inflow* e *outflow*, o que por sua vez não permite um controlo tão eficaz sobre a quantidade de quimioterápico que é introduzida no paciente.

Tabela 2.1- Valores de caudal (L/min) em função da velocidade de rotação e diâmetro das tubagens

rpm\diâmetro da tubagem	3/16	1/4	5/16	3/8	1/2	5/8
50	0,3	0,8	0,9	1,2	2,3	3,2
100	0,7	1,3	1,8	2,7	4,4	6,4
150	1,0	1,8	2,7	4,0	5,2	9,6
200	1,4	2,2	3,6	5,4	8,3	>10,0
250	1,7	3,1	4,5	8,7	>10,0	>10,0

2.2.3 Display de Temperatura

A máquina do IPO apresenta um display simples da Cobe onde são exibidas as temperaturas registadas pelos sensores de temperatura, figura 2.6. De forma mais concreta, estão disponíveis para leitura quatro temperaturas, a de *inflow* e as três colocadas na cavidade peritoneal.



Figura 2.6- Display Cobe da máquina de perfusão do IPO

2.2.4 Material descartável

O *kit* de material descartável diz respeito aos componentes do sistema que estão em contacto direto com a solução quimioterápica e fluidos provenientes da linha de retorno do paciente, figura 2.7. Deste modo, apenas podem ser utilizados uma vez.

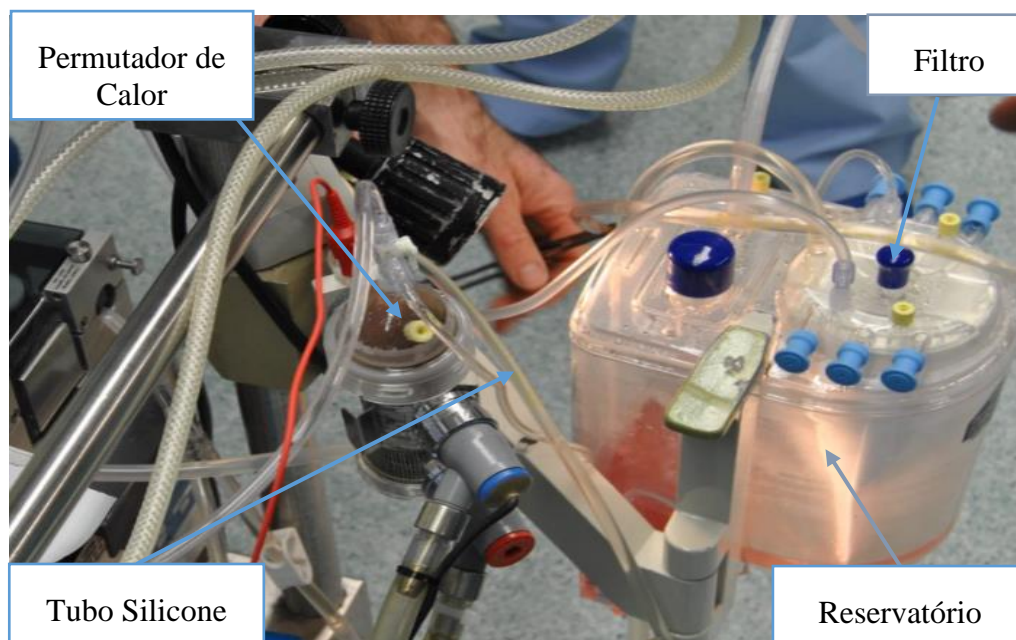


Figura 2.7- Material descartável

O *kit* utilizado pelo IPO é composto por um conjunto de tubos médicos atóxicos em silicone, onde se dá a circulação da solução quimioterápica, um permutador de calor, um “saco” para introdução de mais quimioterápico e finalmente um reservatório com um filtro para retenção de partículas malignas vindas da cavidade peritoneal.

3 Conceptualização de soluções para o sistema

No que concerne à definição da arquitetura do sistema, o problema foi dividido em três partes como: como executar a circulação do fluido, como promover o aquecimento do quimioterápico até à temperatura desejada e finalmente qual o sistema de controlo/supervisão a utilizar. Neste capítulo, serão levantadas possíveis soluções a utilizar na circulação, aquecimento e sensorização do procedimento.

3.1 Circulação do fluido

3.1.1 Bomba Peristáltica

Tal como na solução previamente existente no IPO, uma boa possibilidade de realizar a circulação do quimioterápico é por meio de bombas peristálticas. Isto, deve-se essencialmente ao facto deste tipo de bombas permitir que o escoamento do fluido ocorra sem que qualquer das suas partes mecânicas entre em contato com o mesmo. Ora, isto é fulcral uma vez que todos os componentes que entram em contato com quimioterápico de um paciente têm que ser descartados ou completamente esterilizados para poderem ser utilizados no procedimento seguinte.

Em termos mecânicos, este tipo de bomba utiliza dois ou mais roletes que comprimem um tubo onde circula o fluido. Na zona posterior ao ponto de compressão, o fluido é empurrado por ação do movimento dos roletes, enquanto que na zona anterior a este, sucede a geração de vácuo que força a entrada de mais fluido para dentro da bomba, figura 3.1 [16].



Figura 3.1- Princípio de funcionamento de uma bomba peristáltica [16]

Esta bomba tem como desvantagem a possível existência de caudal pulsante que pode ser minimizado pelo uso de mais rolos.

3.1.2 Bombas de Diafragma

As bombas de diafragma utilizam o deslocamento de membranas feitas de um termoplástico para bombear o líquido.

No âmbito destas bombas a tecnologia *Quattroflow* apresenta quatro pistões-diafragmas, sendo o movimento destes induzido por um veio excêntrico. Este tipo de bombas apresenta um comportamento em tudo idêntico ao do coração humano, consequentemente tornando-as muito compatíveis com aplicações de cariz biológico, figura 3.2 [17].

Contrariamente às bombas peristálticas, nas de diafragma existe contato entre o líquido e certas partes destas, nomeadamente os diafragmas. Contudo, existe uma outra versão desta bomba com a cabeça descartável, o que não obriga à complexa esterilização, mas acarreta um custo extra significativo.

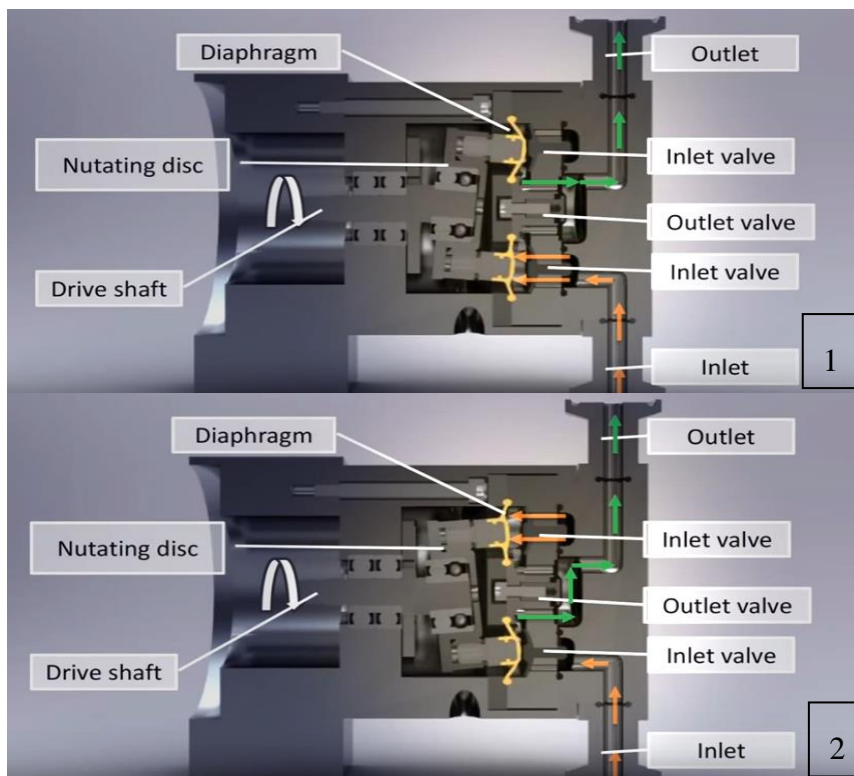


Figura 3.2- Princípio de funcionamento de uma bomba de diafragma [17]

3.1.3 Síntese do estudo do elemento de circulação

Após levantadas e analisadas as várias opções para o elemento responsável pela circulação, optou-se pela utilização de uma bomba peristáltica. A tabela 3.1 pretende resumir quais as vantagens e desvantagens das possibilidades exploradas, demonstrando assim quais os motivos que levaram à opção pela solução referida.

Tabela 3.1- Vantagens e desvantagens de cada solução para a circulação do quimioterápico

Tipo de Bomba	Vantagens	Desvantagens
Peristáltica	<ul style="list-style-type: none"> Nenhuma das partes da bomba entra em contacto com o líquido Mais barata 	<ul style="list-style-type: none"> Caudal um pouco pulsante
<i>Quattroflow</i> (Diafragma)	<ul style="list-style-type: none"> Caudal menos pulsantes 	<ul style="list-style-type: none"> Mais caro

3.2 Aquecimento do quimioterápico

3.2.1 Circuito com permutador de calor de capilares

Esta solução é igual à existente atualmente no IPO e semelhante à utilizada pela generalidade dos equipamentos presentes no mercado. De uma forma simples, consiste num circuito composto por um equipamento aquecedor de um fluido, um banho termostático e um permutador de calor de elevada eficiência onde se dá a transferência de energia calorífica entre o quimioterápico e o fluido de aquecimento, figura 3.3. Para se obter uma maior temperatura de saída para o citostático, o permutador deve operar em contracorrente, isto é, o citostático e o fluido de aquecimento devem circular em sentidos opostos. Dada a existência de contato entre o permutador e quimioterápico, torna-se obrigatório substituir o mesmo por um novo sempre que seja realizado um novo tratamento. Isto reflete-se no custo por paciente, pelo que será importante explorar outras possibilidades que permitam ao IPO reduzir os custos por tratamento. No anexo C podem ser encontradas informações mais detalhada relativas ao permutador utilizado.



Figura 3.3- Esquema do sistema de aquecimento com permutador de calor e banho termostático

3.2.2 Tubagem de dupla parede

Esta solução centra-se na utilização de tubos de circulação com dupla parede, isto é, tubos com dois canais. No canal interior circularia o quimioterápico e no exterior o fluido de aquecimento, ocorrendo a transferência de calor através de condução entre as paredes do tubo. Esta solução permitiria eliminar o permutador proposto em 3.2.1, resultando também numa redução de custos e uma maior simplicidade na montagem do circuito. Contudo, após pesquisa no mercado, verificou-se a inexistência de tubos deste tipo que possibilitassem a utilização de caudais de 1 L/min ou superior, não satisfazendo, desta forma, os requisitos operacionais.

3.2.3 Traçagem elétrica ou manta de aquecimento

Uma outra alternativa possível seria a utilização da tecnologia de traçagem elétrica. Esta consiste na utilização de resistências elétricas superficiais para aquecer o tubo onde circula o quimioterápico. A figura 3.4 apresenta um exemplo de uma solução de aquecimento por traçagem elétrica, neste caso no aquecimento de um silo [18].



Figura 3.4- Exemplo de uma aplicação de traçagem elétrica [18]

A utilização da traçagem elétrica permitiria a eliminação do circuito de aquecimento com água até agora proposto, pelo que seria possível obter uma considerável redução de custos. Contudo, ao contrário da opção 3.2.1, esta solução não assenta no conceito já previamente comprovado, pelo que é necessário efetuar um estudo que comprove o seu bom funcionamento nas condições de bloco.

O facto do tubo de circulação ser feito de silicone, mau condutor térmico, e o aquecimento se dar pelas paredes deste, leva-nos desde logo a concluir que será necessária uma maior potência para elevar as temperaturas do líquido até aos 42 °C do que seria no caso da utilização do permutador de calor.

Conceção de uma solução

Procurou-se conceber uma solução construtiva com base na tecnologia de traçagem elétrica que fosse adaptável para a aplicação em causa. De forma transparente, esta terá que passar por um componente capaz de garantir o aquecimento desejado num intervalo de tempo relativamente curto, assim como permitir uma montagem simples e eficaz, uma vez que o tempo de bloco é dispendioso.

Habitualmente, as montagens de sistemas de traçagem elétrica são realizadas através do enrolamento das resistências em torno da parede exterior das tubagens a aquecer. Contudo, e como já foi apontado anteriormente, neste tipo de aplicação os tubos para circulação do fluido quimioterápico só podem ser utilizados uma vez, o que levaria a que entre procedimentos se tivesse que efetuar o desenrolamento e enrolamento das resistências. Esta circunstância seria sem dúvida pouco prática e aumentaria o tempo de preparação do tratamento. Assim, e de forma a resolver este problema, o ideal seria criar uma peça onde já estivesse incorporado a resistência e onde apenas seria preciso introduzir o tubo. Optou-se então por estudar o modelo de uma caixa articulada com rasgos para colocar o tubo e com resistências térmicas aplicadas nas paredes.

A caixa em si seria composta por quatro elementos:

1. **Involucro exterior em alumínio:** o involucro exterior será o elemento que estará em contacto como o exterior/utilizador, protegendo todos os restantes elementos contidos no seu interior. A sua construção foi pensada em alumínio devido essencialmente à sua baixa densidade, dando alguma leveza à caixa de aquecimento. Contudo, dado que se trata de uma aplicação médica a aplicação de uma camada de inox deverá ser considerada.
2. **Camada de isolante:** a camada de isolante seria colocada de forma a diminuir as perdas térmicas para o exterior, tentando deste modo maximizar a potência útil proveniente do elemento resistivo e evitando o aquecimento da carcaça exterior de forma a proteger o utilizador. Para efeitos deste estudo, foi considerado um revestimento em lã de rocha.
3. **Manta de aquecimento:** inicialmente foi pensada a utilização de cabos resistivos para gerar o aquecimento. No entanto, verificou-se posteriormente que seria mais simples e mais eficaz a utilização de uma manta de um elastómero de silicone já com um conjunto de elementos resistivos numa liga de níquel-cromo incorporados no seu interior, figura 3.5. Isto permite que o elemento de aquecimento se possa moldar facilmente à geometria da tubuladura, evitando assim vazios que seriam ocupados por ar que funcionaria como isolante térmico.
4. **Chapa Inox:** a utilização da chapa em inox está associada a precauções em termos de segurança. Assim, caso se verifique alguma fuga de líquido devido a uma rotura no tubo, este apenas estaria em contacto com a chapa protegendo os restantes elementos da caixa. Veja-se, que a mesma chapa pode ser submetida a uma lavagem em autoclave, garantido assim as condições higiénicas e de segurança requeridas. Contudo, o uso deste componente acarreta um *trade off* em termos de desempenho, uma vez que parte da potência é gasta no aquecimento da chapa e não do líquido.

A figura 3.6 apresenta uma modelação tridimensional em SolidWorks® da caixa de aquecimento em corte, permitindo assim ver os seus componentes. A carcaça de alumínio encontra-se representada com um cinzento mais escuro, a camada de isolamento com uma cor

cinza mais claro, a manta de aquecimento com uma cor vermelha e, finalmente, a chapa de inox com a cor mais escura.

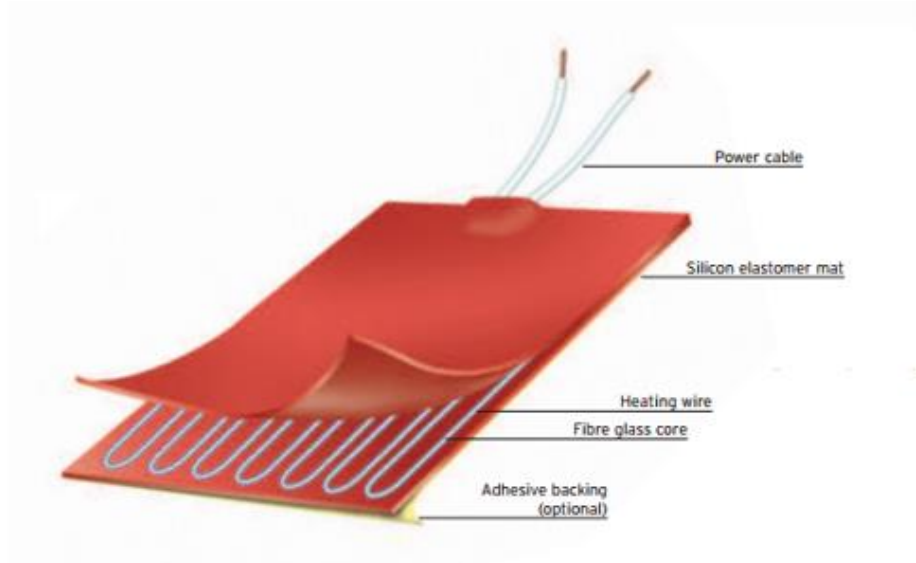


Figura 3.5- Manta de aquecimento [19]

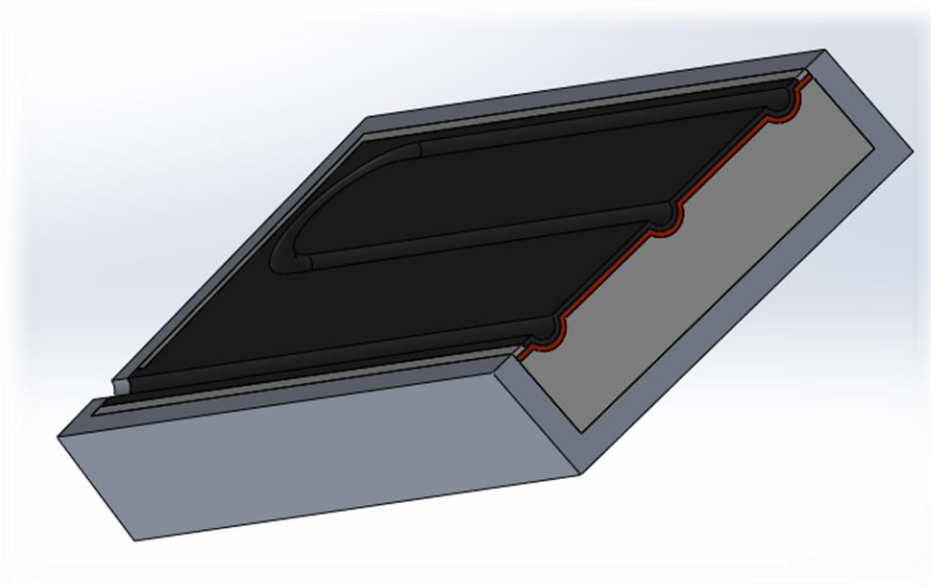


Figura 3.6- Modelo 3D de meia caixa em corte

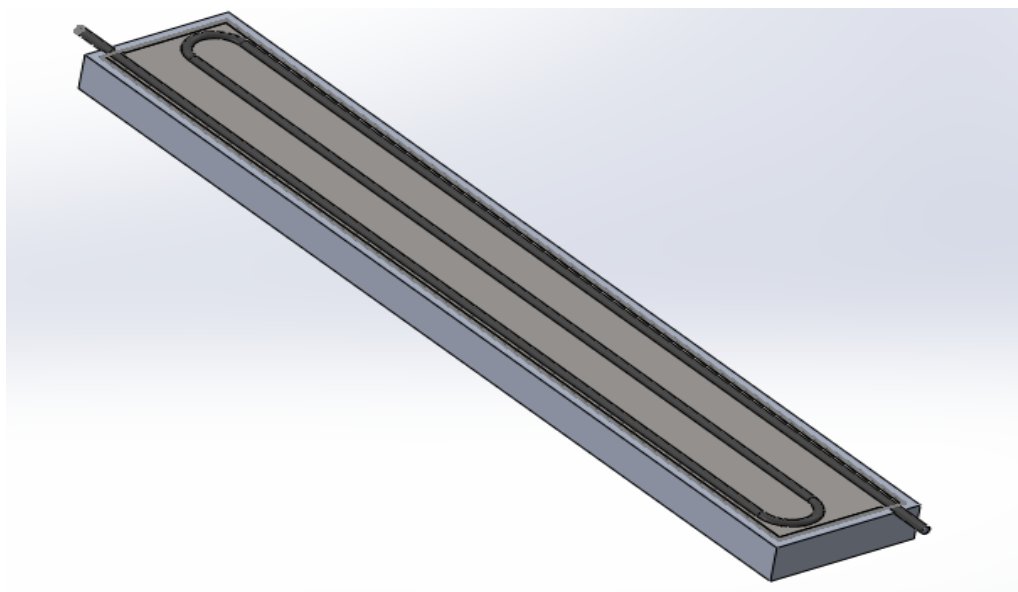


Figura 3.7- Modelo 3D da meia caixa de aquecimento com a tubagem incorporada

Concebida uma possível solução para o sistema de aquecimento é agora necessário procurar validar a mesma. Para isso, recorreremos a duas abordagens distintas, uma primeira através da via analítica sob método iterativo e uma segunda com recurso a um software de modelação 3D com análise de fluidos, neste caso concreto, o SolidWorks® *flow simulation*. A realização destes estudos foi extensa, mas como a solução de traçagem foi preterida face a uma das outras soluções apresentadas como será justificado posteriormente, optou-se por transferir a informação para os anexos A e B.

3.2.4 Síntese da solução de aquecimento

Após analisadas as várias opções para o aquecimento do citostático, optou-se pela utilização de um circuito com um permutador de calor. A tabela 3.2 pretende transmitir quais as vantagens e desvantagens de cada uma das vias, mostrando assim quais os motivos que nos levaram a optar pela solução referida.

Tabela 3.2- Vantagens e desvantagens de cada solução para o aquecimento do quimioterápico

Solução	Vantagens	Desvantagens
Circuito com permutador de calor	Solução já comprovada, apresentando ainda mais segurança de funcionamento	A necessidade de troca do permutador de calor entre utilizações encarece a solução
Circuito com tubagem de parede dupla	Mais barata face à solução com permutador por remoção da necessidade do mesmo	Não existem soluções de mercado que permitam os caudais necessários para esta aplicação É necessário utilizar mais energia para o aquecimento do que no caso de permutador
Traçagem elétrica	Solução mais barata	Solução ainda por comprovar

3.3 Sensorização

A medição das quatro temperaturas de interesse a saber: temperatura de entrada do citostático, temperatura subdiafragmática, temperatura pélvica e temperatura no permutador, é sem dúvida vital para o sucesso e segurança do procedimento, pelo que terá que ser realizada de forma adequada.

Existem 3 tipos principais de sensores de temperatura: termopares, termístores e RTDs.

3.3.1 Termopares

Os termopares são constituídos por dois condutores metálicos diferentes que formam um circuito aberto contendo duas junções, que quando se encontram a temperaturas diferentes geram uma força eletromotriz de origem térmica. A este fenómeno denomina-se efeito de Seebeck [20], figura 3.8.

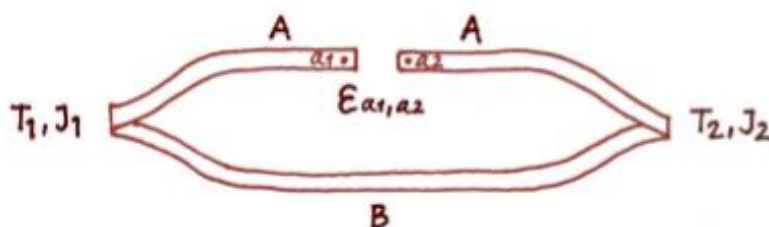


Figura 3.8- Efeito de Seebeck [20]

Este tipo de sensores são caracterizados por serem económicos, simples e robustos. Contudo, apresentam um comportamento linear, geram sinais de baixo nível, e a medição é feita de forma diferencial. [21]

3.3.2 RTDs e Termístores

Os termístores e RTDs são sensores cuja a resistência se altera com a temperatura. Os RTDs foram os primeiros sensores desta família a surgir e são do tipo metálico. Estes são caracterizados por apresentarem um comportamento linear e serem bastante exatos na medição. No entanto, têm um tempo de resposta elevado, quando comparado com os termístores, revelam problemas com autoaquecimento e são também mais caros [21].

Posteriormente aos RTDs, deu-se o aparecimento dos termístores, sendo neste caso o elemento sensor fabricado num material semiconductor. Estes podem ser divididos em dois tipos, PTC caso a resistência aumente com o incremento da temperatura ou NTC caso esta diminua com o aumento de temperatura. Este tipo de sensores caracterizam-se por terem uma resposta rápida, uma maior sensibilidade, maior resolução na medição, e são também mais económicos relativamente aos RTDs. Contudo, apresentam um comportamento não linear e tal como o RTDs alguns problemas com autoaquecimento [21].

3.3.3 Síntese de sensorização

A figura 3.9 apresenta o comportamento dos três tipos de sensores quando variada a temperatura, enquanto que a tabela 3.3 pretende resumir as principais características dos mesmos. Com base nestas, verificou-se que a utilização de termístores seria a melhor opção para a sensorização, pelo que nesta fase da dissertação existe uma clara inclinação para os mesmos. Contudo, devido à natureza da aplicação, há que considerar outros fatores

proponderantes como a biocompatibilidade e autoclavabilidade do sensor, pelo que a uma seleção definitiva será deixada para fase posterior quando se tiver uma visão mais profunda do que é a oferta do mercado nesta área.

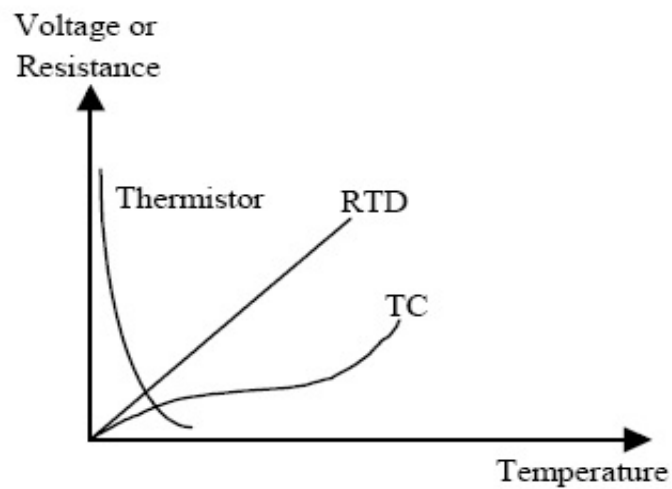


Figura 3.9- Comparação da variação da resistência com o aumento de temperatura entre os sensores [21]

Tabela 3.3- Principais características de elementos sensores [21]

Tipo	Vantagens	Desvantagens
Termopar	<ul style="list-style-type: none"> Económico Robustez e simplicidade 	<ul style="list-style-type: none"> Não linearidade Medição diferencial (obriga à existência de uma referência) Sinais de baixo nível
RTD	<ul style="list-style-type: none"> Exatidão Linearidade 	<ul style="list-style-type: none"> Custo Tempo de resposta Autoaquecimento
Termístor	<ul style="list-style-type: none"> Económico Resposta rápida Muito sensível Resolução 	<ul style="list-style-type: none"> Não linearidade Autoaquecimento

4 Arquitetura do sistema

Conceptualizadas as soluções construtivas a implementar, é agora necessário definir qual deverá ser a arquitetura sistema. Por outras palavras, trata-se de estabelecer a forma pela qual os diversos componentes se encontram dispostos, se interligam e são controlados.

Por forma a simplificar o processo de design da arquitetura, podemos dividir o problema global em duas componentes. A primeira será responsável por definir a maneira pela qual são interligados todos os componentes encarregues da circulação e aquecimento do citostático, optando-se assim por denominar a mesma por arquitetura de trabalho. Quanto à segunda, esta terá que definir toda a componente do sistema responsável por controlar e monitorizar o procedimento de modo a assegurar que os parâmetros de operação pretendidos são alcançados. Consequentemente, denominou-se a mesma por arquitetura de monitorização e controlo.

4.1 Arquitetura de trabalho

No âmbito desta dissertação e como já referido no capítulo anterior, optou-se por arquitetura idêntica à do equipamento atual do IPO, divergindo desta apenas na utilização de uma segunda bomba peristáltica com o intuito de permitir que exista fluido a entrar e a sair do paciente em simultâneo com caudais eventualmente diferentes.

De uma forma simples, o citostático presente no reservatório é bombeado por uma primeira bomba peristáltica para o interior da cavidade peritoneal do paciente, passando primeiro no interior de um pequeno permutador de calor de capilares de elevada eficiência, onde se dá o aquecimento do fluido por troca de calor com água proveniente de um banho termostático. Uma segunda bomba a operar com sentido de rotação inverso ao da primeira, retira o citostático do interior da cavidade peritoneal, enviando o mesmo de volta para o reservatório. A figura 4.1 expõem esquematicamente a arquitetura desenvolvida para este sistema, mostrando as ligações correspondem às tubagens médicas em silicone.

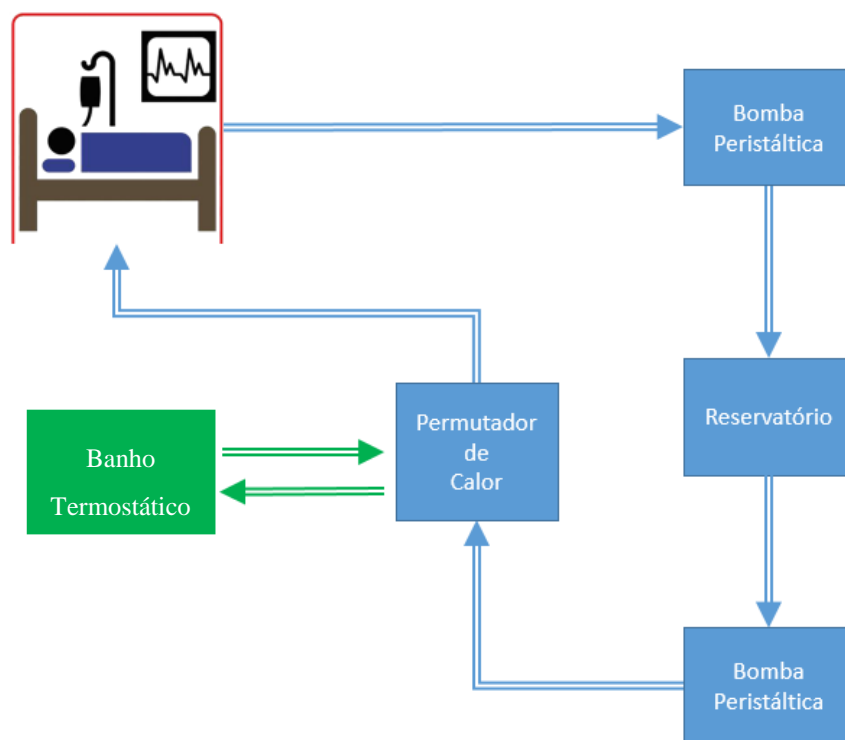


Figura 4.1- Modelo da arquitetura de trabalho

4.2 Arquitetura de monitorização e controlo

O desenvolvimento da arquitetura de monitorização e controlo é sem dúvida uma das partes mais críticas do sistema. Esta tem que ser bastante fiável, de modo a que o sistema se comporte de forma adequada e não venha a causar qualquer dano ao paciente.

O primeiro passo para a elaboração da arquitetura em causa passa pela enumeração dos parâmetros do sistema a monitorizar/controlar. Neste grupo, encontram-se a temperatura do banho termostático, os caudais de cada uma das bombas e finalmente as temperaturas do paciente nos pontos de interesse. Veja-se, que para estas últimas será necessário utilizar um conjunto de sensores de temperatura apropriados para a aplicação.

Enumerados os parâmetros, procedeu-se à definição da natureza da ação aplicada a cada um destes. Esta pode ter três configurações entre controlo, monitorização e ambas em simultâneo. A tabela 4.1 apresenta um resumo da listagem dos parâmetros do sistema e das ações associadas a cada um destes.

Tabela 4.1- Resumo dos parâmetros de controlo/monitorização

Parâmetro	Componente	Ação
Temperatura <i>Inflow</i>	Sonda de temperatura	Monitorização
Temperatura Subdiafragmática	Sonda de temperatura	Monitorização
Temperatura Pélvica	Sonda de temperatura	Monitorização
Temperatura no Permutador	Sonda de temperatura	Monitorização
Temperatura da Banho	Banho	Monitorização e Controlo
Caudal de <i>Inflow</i>	Bomba peristáltica	Monitorização e controlo
Caudal de <i>Outflow</i>	Bomba peristáltica	Monitorização e controlo

A figura 4.2 representa um primeiro modelo do que será a arquitetura de monitorização e controlo. Note-se que face aos componentes já anteriormente referidos, foi ainda adicionado um display capaz de em tempo real mostrar ao utilizador qual o estado do processo e claro a unidade de controlo ainda por definir.

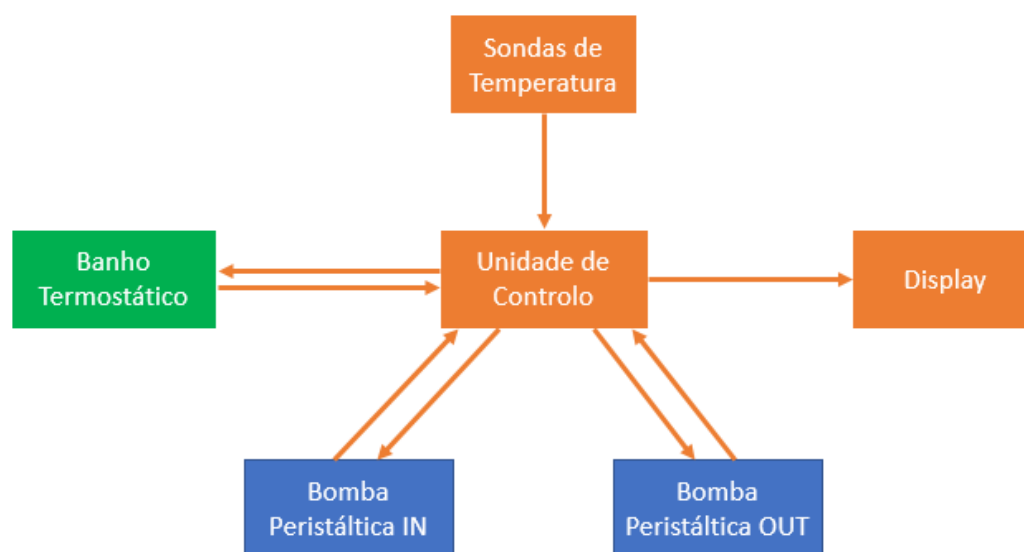


Figura 4.2- Modelo da arquitetura de monitorização e controlo

No que diz respeito à unidade de controlo, foram nesta dissertação equacionadas duas possíveis hipóteses para a mesma, uma primeira assente sobre PLC e uma segunda sobre PC. As principais vantagens e desvantagens de cada uma destas encontram-se expostas na tabela 4.2.

Tabela 4.2- Vantagens e desvantagens

Opção	Vantagens	Desvantagens
PLC	<ul style="list-style-type: none"> • Robusto (utilizado em ambientes industriais) 	<ul style="list-style-type: none"> • Preço mais elevado • Memória reduzida
PC	<ul style="list-style-type: none"> • Maior flexibilidade • Ambiente sensibilizado ao utilizador • Maior quantidade memória 	<ul style="list-style-type: none"> • Menos robusto

Analisadas em detalhe ambas as hipóteses, acabou por se enveredar por uma solução de monitorização e controlo construída sobre um software em PC, pelos seguintes motivos:

1. Como podemos verificar, o PLC excede face ao PC na robustez, motivo pelo qual é largamente utilizado em ambientes industriais. Contudo, sendo a HIPEC um procedimento médico, esta é realizada em salas limpas, ou seja, em ambientes nada agressivos para o equipamento e continuamente monitorizados por pessoal especializado.
2. Dado que no mercado atual a generalidade dos banhos termostáticos e bombas peristálticas com certificação médica já apresentam controladores integrados, apenas é necessário desenvolver um sistema capaz de enviar os *set points* para cada um destes equipamentos e realizar em simultâneo a monitorização procedimento. Tal finalidade pode ser facilmente alcançada numa aplicação em PC em vez do PLC.

Definida a solução para a unidade de monitorização e controlo, é agora fundamental caraterizar quais os protocolos de comunicação entre os diversos componentes. Para isso, será primeiro efetuada a seleção dos equipamentos a utilizar de modo a compreender que tipos de comunicação é que estes suportam.

4.3 Seleção de equipamentos

Após várias semanas de pesquisa, estudo e contacto com uma panóplia de possíveis fornecedores, chegou-se a uma lista de componentes a adquirir para o projeto. A seleção foi realizada com base em critérios como a capacidade de cumprir os requisitos funcionais, caraterísticas do equipamento e o custo associado. Assim, neste subcapítulo será exposto para cada componente qual o modelo selecionado juntamente com uma série de informações gerais das caraterísticas destes, demonstrando que satisfazem os requisitos da aplicação.

4.3.1 Material descartável

No que diz respeito ao kit de material descartável, o qual inclui permutador de calor, reservatório e ainda as tubagens em silicone, optou-se por selecionar os mesmos que o IPO utiliza. Estes são produzidos pela Terumo uma das líderes mundiais na área e permite assim manter a parceria já existente.



Figura 4.3- Permutador de calor (esquerda) e reservatório (direita)

4.3.2 Banho termostático com recirculador

A seleção do banho termostático foi tomada sobre três grandes requisitos. Em primeiro lugar, este tem que cumprir a sua função primária e ser capaz de garantir o aquecimento do citostático até à temperatura desejada, 42 °C. Considerando perdas de calor para o exterior e tendo como base a solução existente no IPO, considerou-se que o banho deveria aquecer água pelo menos até aos 47 °C.

O segundo requisito encontra-se na repetibilidade e incerteza do controlo do aquecimento da temperatura. Como já foi referido durante no capítulo introdutório da dissertação, a introdução do citostático na cavidade peritoneal do paciente um ou dois graus acima de 42 °C, não só reduz a eficácia do mesmo, como pode provocar lesões devido a queimadura no paciente.

Finalmente, em terceiro lugar, o banho tem que ser capaz de comunicar com a unidade de monitorização e controlo.

O modelo ME-4 da fabricante de produtos de área médica Julabo cumpre com todos os requisitos impostos. Este possibilita a integração de um sensor de temperatura Pt100 podendo assim a referência para o controlo de temperatura ser interna ou externa. As características do mesmo encontram-se na tabela 4.3.



Figura 4.4- Banho termostático selecionado

Tabela 4.3- Características do banho termostático selecionado (modelo ME-4 da Julabo)

Gama de temperatura	12 a 200 °C
Incerteza	$\pm 0,01$ °C
Potência térmica	2000 W
Caudal máximo	16 L/min
Pressão máxima	0,45 bar
Controlador	PID em cascata
Protocolo de comunicação	RS232
Diâmetro interno da tubagem	10 mm
Possibilidade de sensor exterior	Sim
Material do reservatório	Aço inoxidável
Dimensões do reservatório	210x420x380 mm

4.3.3 Bomba peristáltica

A escolha da bomba peristáltica guiou-se essencialmente por três aspetos: caudal disponível, a possibilidade de inversão de sentido de rotação e também a existência de um protocolo de comunicação.

No que diz respeito ao caudal, a bomba tem de poder disponibilizar pelo menos 1 L/min, valor considerado ideal. A possibilidade de inversão de sentido de rotação é fundamental no caso de

avaria de uma das bombas, uma vez que permite com apenas uma e à semelhança do sistema atual do IPO, seja possível introduzir e retirar fluido da cavidade peritoneal do paciente, mesmo que isto não possa ocorrer em simultâneo. Quanto à capacidade de comunicação, tal como no banho as bombas têm que permitir que haja troca de informação com a unidade de monitorização e controlo para supervisão e controlo do processo. Note-se, que não foi colocada em causa a questão da pressão gerada pela bomba, uma vez que o procedimento é realizado com a técnica de coliseu, isto é, com a cavidade peritoneal aberta, ou seja, à pressão atmosférica.

Apesar de não ter sido a primeira opção, o modelo MCP-Standard da fabricante Ismatec cumpre todos os requisitos e foi por isso selecionado para o projeto, figura 4.5. A tabela 4.4 expõem a principais características da mesma.



Figura 4.5- Bomba peristáltica selecionada com a respetiva cabeça desmontada

Tabela 4.4- Caraterísticas da bomba

Caudal máximo	3,7 L/min
Velocidade	até 240 rpm
Inversão do sentido de rotação	sim
Máxima pressão diferencial	1,5 bar
Protocolo de comunicação	RS232
Dimensões	220x155x260mm
Peso	6,4 kg

A figura 4.6 apresenta o esquema final para a arquitetura de trabalho uma vez escolhidos todos os componentes incorporados nesta.

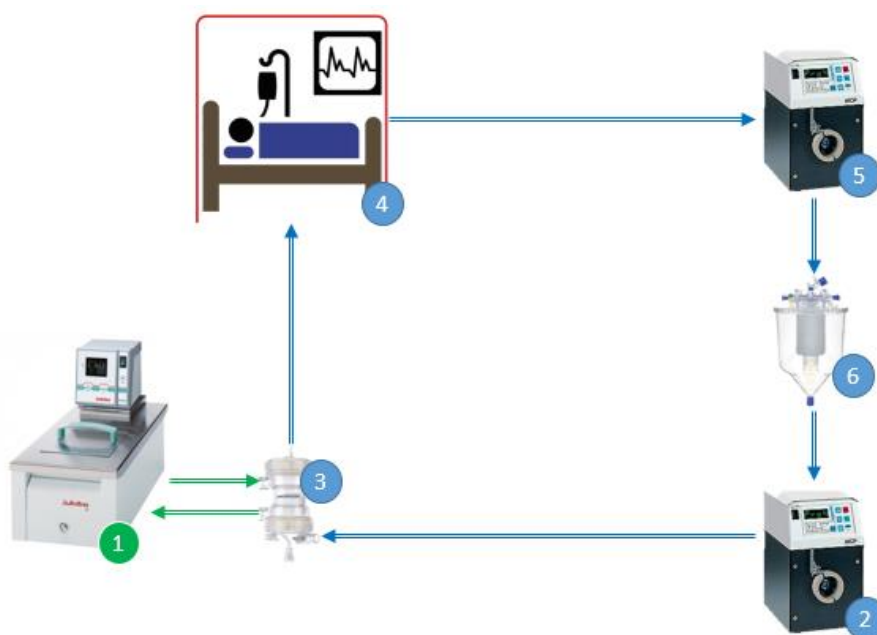


Figura 4.6- Arquitetura de trabalho final

Onde:

- 1- Banho termostático,
- 2- Bomba peristáltica,
- 3- Permutador de calor,
- 4- Paciente,
- 5- Bomba peristáltica,
- 6- Reservatório

4.3.4 Sensores de temperatura

Antes de iniciar a o processo de seleção do sensor é necessário ter em conta quais os fatores inerentes à aplicação que deverão pesar na escolha do sensor a utilizar. Neste grupo, encontram-se a gama de medição, exatidão na medição, biocompatibilidade, deformação, rigidez e ainda autoclavabilidade.

No que concerne à gama e exatidão na medição, o sensor deve ser capaz de ler desde a temperatura ambiente até os 42 °C, tendo a leitura de ser realizada até à décima de grau para garantir uma monitorização adequada. A biocompatibilidade tem também de ser assegurada de modo a não causar dano ao paciente. No que diz respeito à deformação e rigidez, a sonda tem que ser maleável por forma a conseguir contornar os órgãos da cavidade peritoneal sem provocar cortes nos mesmos. Estas restrições eliminam desde logo a possibilidade de utilizar sensores com bainhas metálicas de proteção na medição das temperaturas associadas cavidade peritoneal, deixando assim claro que os RTDs não serão uma boa solução para esta aplicação. Por último, há que fazer referência à possibilidade do sensor poder ir ao autoclave no final da cirurgia. Isto permite a esterilização do mesmo, possibilitando a sua reutilização e reduzindo consequentemente os custos em material.

Após extensa pesquisa de mercado, optou-se por selecionar três termístores NTC da Sensatronics com a referência NR-275PA3, figura 4.7 (esquerda). Estes serão utilizados para registar as temperaturas de *inflow*, pélvica e subdiafrágica, uma vez que são zonas onde a

sonda entrará em contato com o paciente. Já no que diz respeito à monitorização da temperatura no permutador, esta será realizada com um sensor NTC do fornecedor do permutador de calor, a Terumo, e que o IPO já possui. Este sensor é constituído por duas partes, uma primeira descartável que vem incluída em todos os permutadores podendo assim estar em contacto com o citostático e uma segunda que é ligada a esta, sendo posteriormente conectada por exemplo a um display, figura 4.8. Nesta dissertação, é também proposto um quinto sensor Pt100 autoclavável para colocação no permutador de calor e que seria ligado ao controlador do banho termostático. Isto permitiria um melhor controlo da temperatura do citostático que entra no paciente, uma vez que a referência se encontra mais perto do mesmo relativamente ao sensor interno do banho.

Refira-se, que para as sondas da Sensatronics, foi ainda necessário adquirir dois módulos deste mesmo fabricante, cada um destes capaz de receber como input o sinal de dois sensores e de gerar como output um sinal digital por série RS232c, figura 4.7 (direita). Estes foram instalados numa pequena caixa desenvolvida que possui fêmeas Jack para receber as sondas, um cabo USB para alimentação das placas de eletrónica e finalmente dois cabos com fêmea DB9 para permitirem comunicação via RS232 com o computador, figura, 4.9.

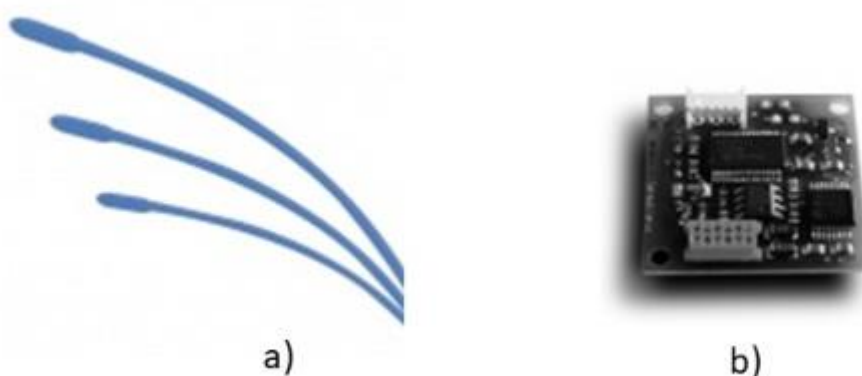


Figura 4.7- Sensores NTC da Sensatronic (a) e módulo comunicação RS232 (b)

Tabela 4.5- Características das sondas de temperatura da Sensatronics

Gama de medição	0 a 50 °C
Exatidão	$\pm 0,01$ °C
Biocompatível e sem latex	Sim
Autoclavável (134°C)	Sim
Diâmetro	2 mm
Comprimento do cabo	2,8 m



Figura 4.8- Cabo para ligação ao sensor NTC para leitura de temperatura no permutador



Figura 4.9- Caixa construída para incorporação dos módulos da Sensatronics

4.3.5 Concentrador/conversor série em Ethernet

Contabilizando as duas bombas peristálticas, o banho termostático e os dois módulos de leitura das sondas de temperatura, estamos perante a necessidade de executar cinco ligações RS232 com a unidade de controlo, neste caso um PC. Contudo, hoje em dia a generalidade dos computadores portáteis já não incluem portas séries RS232, pelo que se recorreu a uma unidade concentradora de sinal 8:1, também capaz de executar a conversão da interface de comunicação série para protocolo TCP/IP. Deste modo, podemos ter os sinais dos diversos equipamentos a comunicar por uma interface série e o sinal de saída a ser comunicado ao PC através de um cabo Ethernet. Isto resulta num processo de comunicação mais rápido e flexível, podendo o PC estar em qualquer ponto da rede.

Para este projeto, foi seleccionado o equipamento NPORT 5610-8 da marca Moxa, caracterizado por ter oito portas de entrada em RS232 e uma de saída em Ethernet, figura 4.10.



Figura 4.10- Concentrador/ conversor NPORT 5610-8 de RS232 em Ethernet da Moxa

As figuras 4.11 e 4.12 apresentam um esquema para as arquiteturas de monitorização e controlo e do sistema global respetivamente.

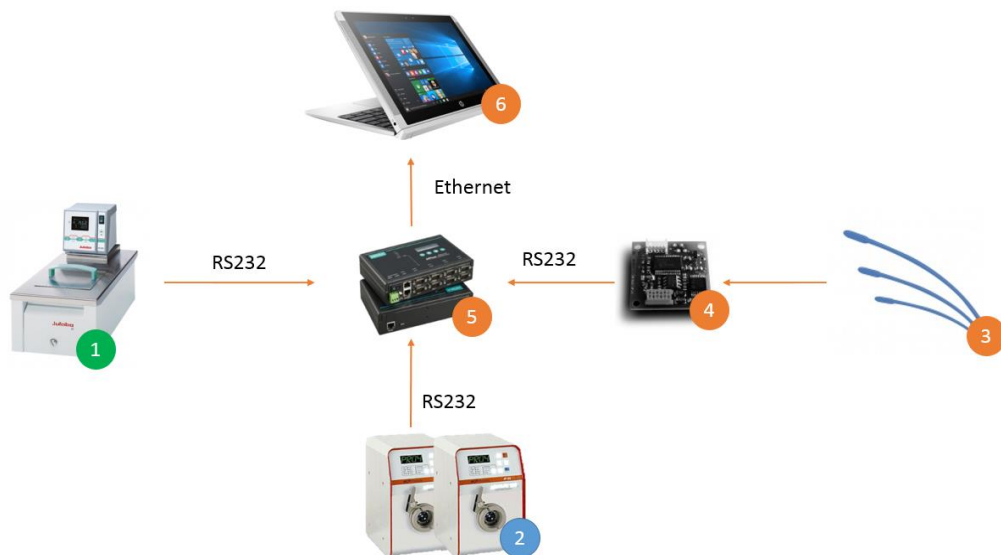


Figura 4.11- Esquema final da arquitetura de monitorização e controlo

Onde:

- 1- Banho termostático,
- 2- Bomba peristáltica,
- 3- Sensores de Temperatura,
- 4- Módulo de conversão de sinal analógico em RS232,
- 5- Convesor RS232 em Ethernet,
- 6- PC

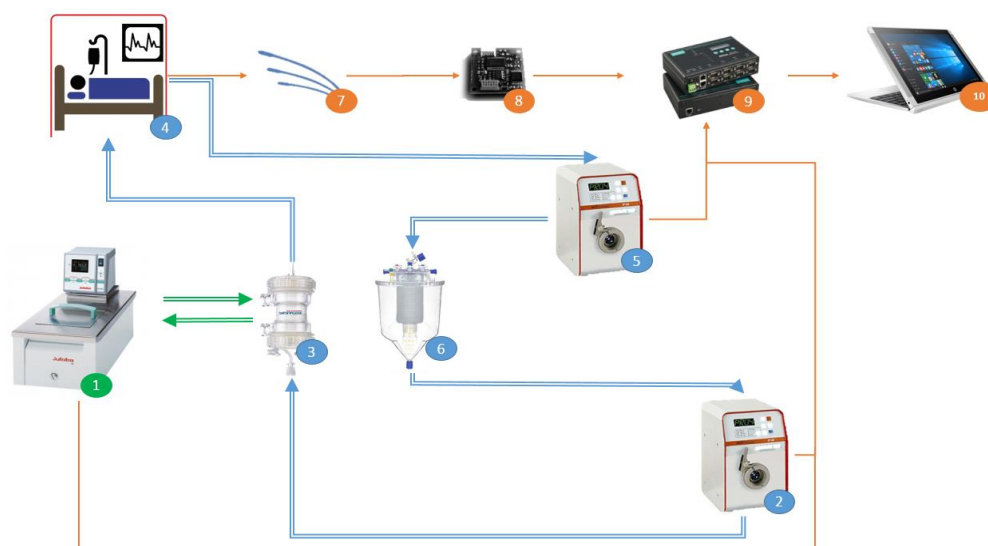


Figura 4.12- Esquema final da arquitetura global do sistema

Onde:

- 1- Banho termostático,
- 2- Bomba peristáltica,
- 3- Permutador de calor,
- 4- Paciente,
- 5- Bomba peristáltica,
- 6- Reservatório,
- 7- Sondas de Temperatura,
- 8- Módulo de conversão de sinal analógico em RS232,
- 9- Conversor RS232 em Ethernet,
- 10- PC

4.4 Estrutura Mecânica

Selecionados todos os componentes procedeu-se ao projeto de uma estrutura mecânica que acomode os mesmos e possibilite também a sua transferência entre a sala de equipamentos do IPO e o bloco operatório. Durante a fase conceção, procurou-se um design simples e compacto, tendo sempre em conta o fator ergonomia. Dado o caráter médico da aplicação, procurou-se também desenvolver um produto que permita manter um nível higiénico elevado, cumprindo os requisitos associados aos equipamentos de bloco. Finalmente, foram recolhidos junto do staff do IPO informações sobre que funcionalidades extras desejariam incluir na estrutura.

Após vários estudos e reuniões com o IPO, foi aprovado o design apresentado na figura 4.13.



Figura 4.13- Modelo 3D da estrutura com os componentes

Seguidamente serão analisados em detalhe alguns aspetos do módulo:

- **Elementos estruturais:** para a construção da estrutura optou-se pela utilização de perfis Bosch. Estes são caracterizados por terem uma excelente capacidade de carga, e sendo fabricados em alumínio são componentes bastante leves. Outra característica importante é a modularidade, o que permite não só uma elevada flexibilidade no momento do design do projeto, como ainda a possibilidade de facilmente se efetuar alterações ao mesmo. A estes podem ainda ser acoplados diversos acessórios, dando ao designer uma larga flexibilidade de funcionalidades possíveis de incorporar.
Refira-se também, que dadas as exigências a nível higiénico da aplicação, foram selecionados os perfis Bosch tapados de modo a minimizar as áreas com reentrâncias árduas de limpar e que possam acumular sujidade.
- **Layout/design:** o layout/design foi definido com base na otimização do espaço, funcionalidade, de forma a facilitar as ligações físicas a efetuar a cada componente e também manter o centro de gravidade da estrutura baixo de modo a garantir a sua

estabilidade. Optou-se assim, por uma solução de um carrinho de dois andares colocando no inferior as duas bombas peristálticas, o banho e o módulo de comunicações, enquanto que no superior o portátil que controlará o procedimento. As duas bombas encontram-se juntas, e o mais perto possível do suporte onde será colocado o reservatório de fluido quimioterápico que fará ligação com ambas. O alojamento deste situa-se na parede lateral exterior do carrinho, local onde foi igualmente colocado um suporte de altura regulável para o saco de citostático. Isto permite minimizar o comprimento de tubo a utilizar para a transferência de quimioterápico entre ambos.

No nível superior, o tampo em inox onde será neste caso colocado o computador, sofreu uma redução dimensional comparativamente ao tampo inferior. Com isto, foi possível criar uma zona com um espaço livre imediatamente acima do banho recirculador, facilitando o acesso ao controlador do mesmo.

- **Rodas:** de forma a permitir o deslocamento da estrutura do bloco para a sala de equipamentos do IPO, incorporaram-se na base quatro rodas especificadas para utilização em salas limpas. Estas possuem travões que bloqueiam o movimento garantindo assim a estabilidade da estrutura durante a operação.
- **Gavetas:** no nível inferior da estrutura foram instaladas duas gavetas em aço inox com o intuito de permitir ao utilizador guardar instrumentos médicos, kits descartáveis extra, entre outras possibilidades.
- **Prateleira:** a pedido do IPO foi incluída uma pequena prateleira lateral com o intuito de permitir que durante o procedimento o operador possa pousar certos utensílios que tenham sido, ou que venham a ser utilizados. Quando na posição de repouso (posição vertical), a prateleira encontra-se fixada por dois fechos verticais, enquanto que quando na posição de trabalho (posição horizontal) esta permanece fixada por dois batentes que limitam o movimento de rotação da mesma.
- **Extensão:** por forma a reduzir o número de cabos de alimentação a sair do carrinho, cabos que seriam indubitavelmente um incómodo na sala de operação, foram incorporadas duas extensões de três entradas cada nos perfis da estrutura. Com isto, garante-se uma clara redução do número de cabos de alimentação a sair da estrutura para as tomadas existentes na sala operatória.

5 Desenvolvimento do software de aquisição e controlo

5.1 Introdução

No âmbito desta dissertação, foi concebida uma aplicação responsável pelo controlo e monitorização de todos os todos equipamentos, e consequentemente de todo o procedimento HIPEC. Para o desenvolvimento da mesma, foram realizadas reuniões específicas com o IPO nas quais se pretendeu compreender quais os requisitos a impor e posteriormente quais os ajustes e alterações a efetuar.

No que diz respeito aos requisitos da interface foram definidos os seguintes:

- Disponibilizar ao utilizador uma interface simples e *user friendly*;
- Permitir registar informação sobre o paciente e sobre o procedimento a que este será exposto;
- Controlar e monitorizar os parâmetros chave associados aos diversos componentes de forma eficaz e segura;
- Gerar um relatório final com toda a informação recolhida durante o procedimento HIPEC.

Para a implementação da aplicação que servirá como interface, optou-se por utilizar o software LabVIEW® versão 2015. Este caracteriza-se por utilizar uma linguagem com código escrito na forma de blocos que se ligam entre si, tornando a compreensão da programação relativamente simples e intuitiva, ainda que por vezes seja algo limitativo face a outras linguagens de programação. Outras vantagens deste software prendem-se pela facilidade e flexibilidade de criar HMI bastantes apelativas para utilizador e também a possibilidade de gerar aplicações online. A figura 5.1 apresenta parte do código escrito desenvolvido durante a dissertação.

Entre outras ferramentas, o LabVIEW® permite estabelecer comunicações com dispositivos remotos através de interfaces séries como RS232 e gerar relatórios sobre dados armazenados durante o *debug* do programa, que como já foi referido, é fundamental nesta dissertação.

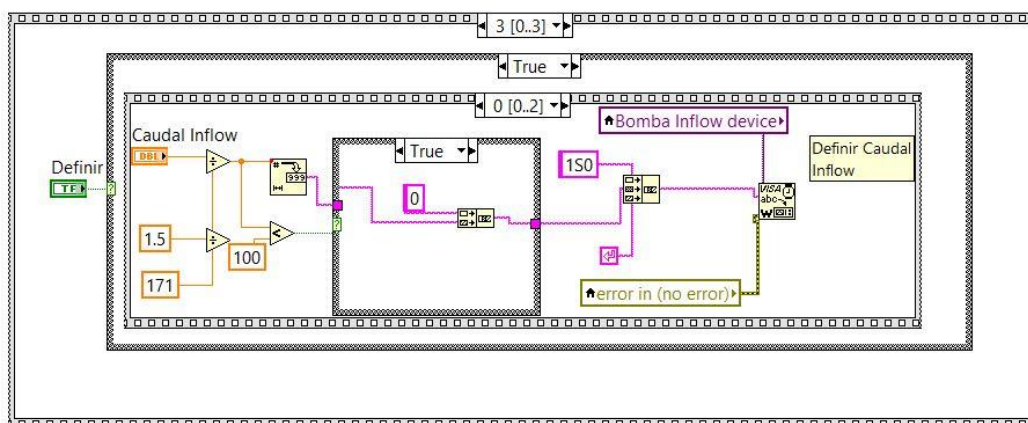


Figura 5.1- Exemplo de código escrito em LabVIEW

5.2 Design e Estrutura

No que diz respeito ao design da aplicação, procurou-se conceber uma interface gráfica simples, organizada e apelativa por forma a oferecer ao utilizador uma experiência agradável.

Estruturalmente, a aplicação foi dividida em três secções, correspondendo cada um destas a uma página/menu específico. A figura 5.2 apresenta um esquema da estrutura da interface explicitando as ligações existentes entre as diferentes páginas/menus.



Figura 5.2- Estrutura da interface

5.2.1 Página inicial

A página inicial é carregada automaticamente quando se executa a aplicação da interface. Nesta, o utilizador é saudado com uma mensagem de boas vindas e também com dois botões, um com a possibilidade de prosseguir para a página seguinte (botão “Entrar”) e outro que possibilita o utilizador de encerrar aplicação (botão “Sair”), figura 5.3.

Software para procedimento HIPEC

Bem Vindo

Entrar

Sair

Versão 1.0

Figura 5.3- Página inicial da interface

5.2.2 Ficha de procedimento

Após premir o botão “Entrar”, o utilizador é enviado para uma segunda página onde é apresentado um formulário contendo os diversos campos a preencher com dados relativos ao paciente e ao procedimento a que será submetido. Estes dados serão armazenados e posteriormente integrados num relatório final gerado pela aplicação.

Existem também dois botões colocados no canto inferior direito da página, um para avançar para a página seguinte (botão “Seguinte”) e um outro que permite retroceder para a página inicial. A figura 5.4 apresenta o layout desta segunda secção da interface.

Ficha do procedimento

ID: 1

Nome: Scarlet

Data Nascimento: 24/07/2017

Peso: 68.0 Kg

Altura: 175 cm

Diagnóstico: Johansen

C.E.C:

PCI: 5

Citostático: Mitocimina C

Perfusionista: Ricardo

Cirurgião: Joaquim Abreu de Sousa

Obs./Relatório: Teste Interface

Seguinte

Retroceder

Versão 1.0

Figura 5.4- Segunda página da interface

5.2.3 Menu de Controlo

O menu de controlo é a terceira e última secção da aplicação. É neste espaço que o utilizador poderá controlar e monitorizar em tempo real a evolução do procedimento. Em termos de organização da página, o menu de controlo pode ser dividido em três grandes regiões delimitadas pelos retângulos coloridos azul, verde e vermelho destacados na figura 5.5.

A região interior do retângulo vermelho é estritamente dedicada às temperaturas associadas ao procedimento. Esta é composta por quatro indicadores onde se apresentam em tempo real as temperaturas recolhidas pelos respetivos sensores e ainda por um campo para definir o *set point* do banho termostático. Note-se, que o valor do *set point* é atualizado quando premido o botão “Definir” associado à mesma zona.

No que concerne à zona delimitada pelo retângulo verde, esta permite executar duas tarefas. Em primeiro lugar, definir individualmente quais os caudais de operação para cada uma das bombas peristálticas. Esta ação é alcançada por preenchimento dos campos associados a cada um dos componentes, seguido de *click* no botão “Definir”. Relativamente à segunda tarefa, esta está relacionada com a adição manual, por parte do perfusionista, de uma certa quantidade de citostático para o interior do reservatório. Esta é uma ação que ocorre cerca de três vezes durante um procedimento HIPEC, sendo o seu registo importante. Para este efeito, criou-se assim um campo a preencher com a quantidade de fluido quimioterápico a adicionar.

No interior do retângulo azul encontram-se os comandos que permitem alterar o estado de “ligado” para “desligado”, ou vice-versa, dos três componentes a controlar, sendo esta ação concretizada por um clique na respetiva imagem. Estes comandos estão inicialmente desativados, ficando apenas disponíveis para o utilizador após uma primeira definição dos parâmetros de operação. A ativação de um dos objetos é acompanhada de uma alteração na cor de um sinalizador localizado por baixo da sua imagem e também das tubagens associadas a este, figura 5.6. Com isto, visa-se indicar que o componente está em funcionamento e que existe fluido em circulação no sistema. Refira-se ainda, que no caso das tubagens que transportam quimioterápico, a sua cor pode variar conforme a temperatura registada pelo sensor de *inflow*, simulando assim o aquecimento progressivo, tabela 5.1. Por último, constata-se ainda a existência de dois mostradores de tempo. O superior indica o tempo decorrido desde o início do procedimento e a sua contagem é iniciada quando se liga a bomba de *inflow*. Já o mostrador inferior indica o tempo decorrido após a introdução da primeira dosagem de citostático.

Por fim, existem ainda mais dois botões localizados no quanto inferior direito da página. Tal como o nome sugere, o botão “Retroceder” permite ao utilizador regressar à página anterior, enquanto que o botão “Terminar/Relatório” finaliza o programa e gera um relatório detalhado com todas as informações recolhidas, figura 5.7.

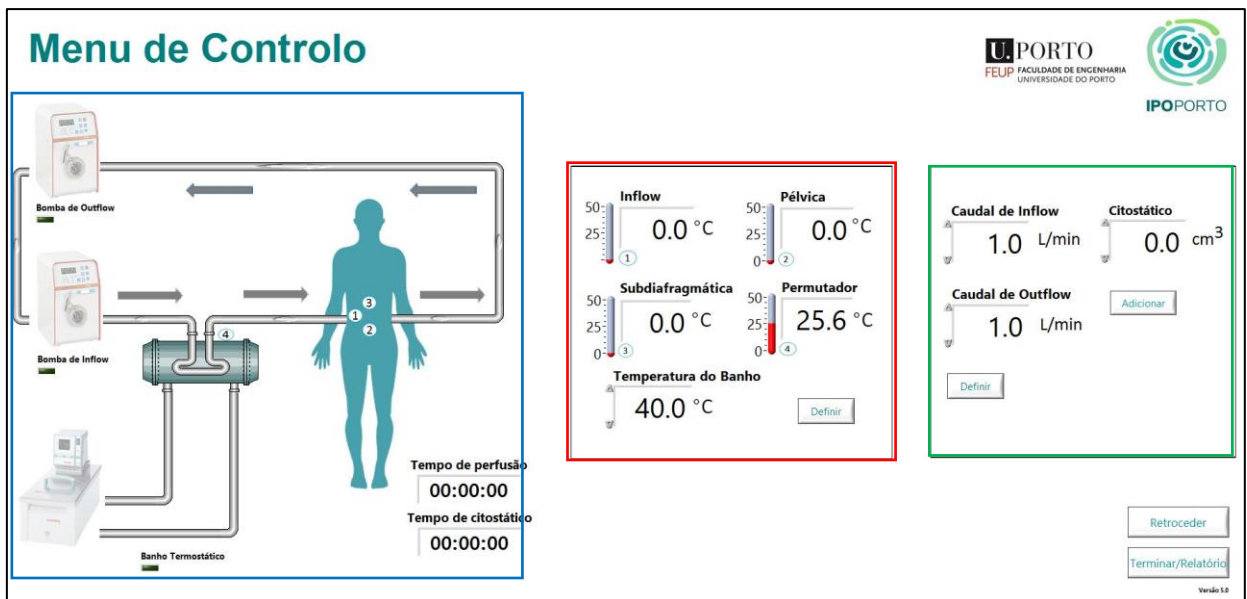


Figura 5.5- Terceira página da interface/ menu controlo

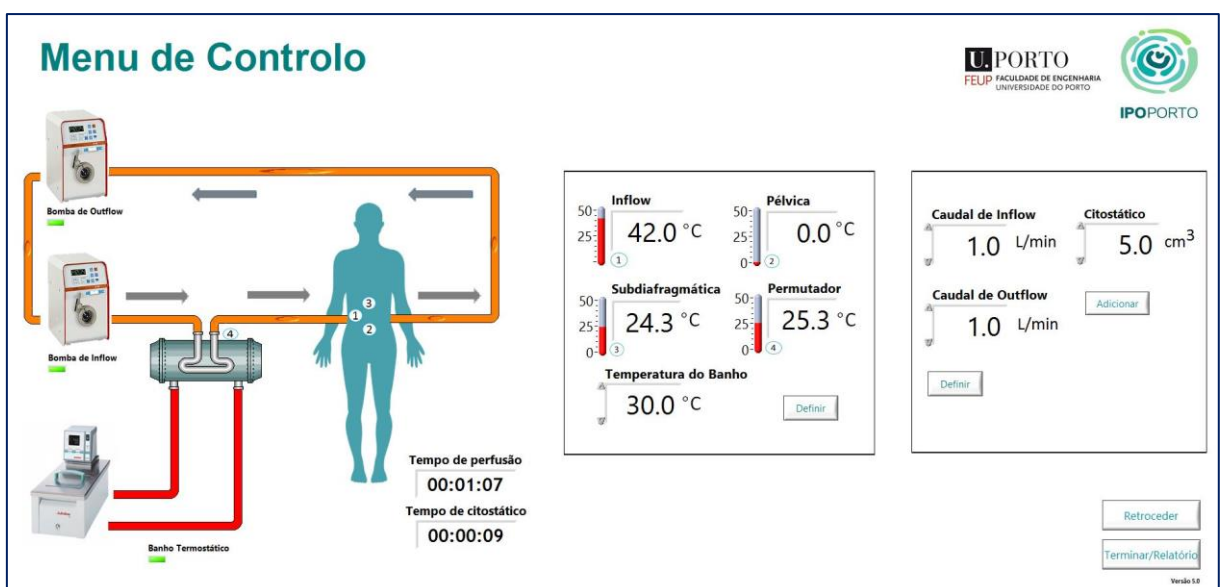


Figura 5.6- Menu de controlo com o sistema à temperatura ideal

Tabela 5.1- Esquema de cores da tubagem mediante o valor da temperatura de *inflow*

Cor	Temperatura
Azul	<36 °C
Verde	36 °C <T ≤ 42 °C
Vermelho	≥42 °C

Relatório Quimioterapia Peritoneal Hipertérmica

ID: 1

Nome: Scarlett

Data de Nascimento: 24/07/2017

Cirurgião: Joaquim Abreu de Sousa

Data: 31/07/17

C.E.C: PCI: 5 CC: Peso: 60Kg Altura: 175 cm

Diagnóstico: Johansen

Citostático: Mitocimina C Dose total: 5.0 cm³

Temperatura Inicial: 25.44 C° Temperatura Final: 43.00 C°

Tempo de perfusão: 00:02:37


Hora de início: 16:18:25

Hora de Fim: 16:21:00

Obs./Relatório:

Perfusionista: Ricardo

1



Vinheta
do paciente

Tempo Perfusão	Tempo Citostático	Caudal Inflow	Caudal Outflow	Temp. Inflow	Temp. Pélvica	Temp. Subdiafrag mática	Temp. Permutad or	Citostático
00:00:13	00:00:00	1.0	1.0	36.50	24.35	0.00	25.24	0.00
00:00:28	00:00:00	1.0	1.0	36.50	24.35	0.00	25.24	0.00
00:00:43	00:00:00	1.0	1.0	36.50	24.34	0.00	25.25	0.00
00:00:59	00:00:01	1.0	1.0	36.50	24.34	0.00	25.27	5.00
00:01:14	00:00:16	1.0	1.0	42.00	24.34	0.00	25.27	0.00
00:01:29	00:00:32	1.0	1.0	42.00	24.35	0.00	25.27	0.00
00:01:43	00:00:45	1.0	1.0	43.00	24.35	0.00	25.27	0.00
00:02:07	00:01:09	1.0	1.0	43.00	24.35	0.00	25.27	0.00

Figura 5.7- Exemplo do relatório gerado

5.3 Avaliação

A interface desenvolvida foi testada pelos dois técnicos do IPO Jorge Narciso e Ricardo Silva. Ambos devolveram um *feedback* positivo sobre a mesma, tendo como base de avaliação a simplicidade da mesma e capacidade de controlo e registo associadas ao procedimento.

6 Ensaios experimentais

6.1 Introdução

Neste capítulo serão apresentados e discutidos os resultados dos ensaios realizados ao equipamento. Estes iniciaram-se pela montagem do *setup* no laboratório da FEUP, o mais próximo possível do que será a realidade deste, tendo para isto contado coma a ajuda dos perfusionistas do IPO, figura 6.1.



Figura 6.1- *Setup* do sistema na fase de testes

Para simular o paciente, foi utilizada uma bacia com uma toalha no seu interior, figura 6.2. Com isto, pretende-se em parte reproduzir o efeito causado pelos órgãos existentes na cavidade peritoneal na uniformidade da distribuição de citostático. No que diz respeito ao fluido de circulação, devido à impossibilidade de utilizar um citostático optou-se por se recorrer a água.

Apesar dos esforços realizados, é impossível reproduzir no laboratório da FEUP as condições e fatores associados ao bloco: temperatura ambiente, citostático e, sobretudo, o paciente. Assim, serão necessários ensaios complementares no bloco para afinar o processo.



Figura 6.2- Bacia utilizada para simulação dos órgãos internos do paciente

6.2 Ensaio de caudal

Efetuada a montagem, procedeu-se à medição dos caudais de ambas as bombas, tendo-se verificado pequenas diferenças. Contudo, como as bombas têm controlo independente, é sempre possível ajustar a velocidade das mesmas por forma a obter caudais iguais. Refira-se também, que durante a fase inicial do procedimento cirúrgico, o caudal de *inflow* deve ser superior ao de *outflow* de modo a garantir o enchimento parcial da cavidade peritoneal.

6.3 Ensaio de temperatura

Validado o processo de circulação e testados os sensores, voltaram-se as atenções para o processo de aquecimento. Para avaliar o mesmo, realizaram-se diversos ensaios com intuito de estudar três pontos fulcrais:

1. Se o fluido consegue alcançar os 42 °C desejados
2. Qual o tempo que o fluido demora a atingir e convergir para a temperatura pretendida
3. Como se dá a distribuição de temperaturas dentro da cavidade peritoneal (neste caso a bacia)

De forma a promover a consistência nos ensaios e não falsear os resultados, definiu-se um protocolo de testes a seguir. Neste estão incluídas as condições a garantir e passos a efetuar durante um ensaio

Protocolo:

1. Encher o reservatório com 4 L de água da torneira (temperatura a rondar os 25°C)
2. Verificar se todas as tubagens e sensores estão devidamente colocados
3. Imergir a toalha em água a 36 °C
4. Iniciar o software
5. Verificar se as bombas e o banho termostático estão em modo remoto
6. Definir o *set point* de temperatura e os caudais a utilizar
7. Ligar o banho e esperar que o *set point* seja atingido
8. Ligar a bomba de *inflow*
9. Três minutos após ativada a bomba de *inflow*, ligar a bomba de *outflow*
10. Desligar todos os equipamentos 35 minutos após se ter iniciado a circulação de *inflow*
11. Terminar o programa e guardar o relatório

No que concerne à referência utilizada, esta foi a temperatura interna do banho termostático e não a referência externa pretendida, tal como foi mencionado no subcapítulo 4.3.4. Esta alteração foi motivada pelo facto de nesta fase da dissertação ainda não ter chegado o sensor com a ficha adequada. Registou-se então a evolução da temperatura de *inflow* para diversos valores de referência interna tendo-se iniciado nos 42°C, já que esta é a temperatura que se deseja obter na cavidade peritoneal. Como se pode constatar pela figura 6.4, o melhor resultado ocorre quando definido o *set point* interno do banho é 44°C. Neste, a temperatura de *inflow* atinge os 42°C a primeira vez após cerca de 16 minutos de se iniciar a circulação, ultrapassando este valor e convergindo para os 42,2°C.

Nos casos em que a referência interna do banho foi definida para 42°C ou 43°C, verifica-se que a temperatura de *inflow* nunca consegue atingir os 41°C pelo que o efeito do quimioterápico, (neste caso a água) não seria maximizado. Já no que diz respeito ao caso em que o *set point* interno foi definido a 45°C, constata-se que temperatura de *inflow* tende a convergir para os 43°C valor a partir do qual começa a existir risco de queimadura.

Outra conclusão que se pode retirar, é que se registou perdas de calor entre o interior do banho e a entrada da bacia (“paciente”) entre 1,5°C e 2°C. Esta diferença poderá ser minimizada pelo uso de isolante na tubagem ou por colocação da referência mais perto da bacia como foi proposto nesta dissertação.

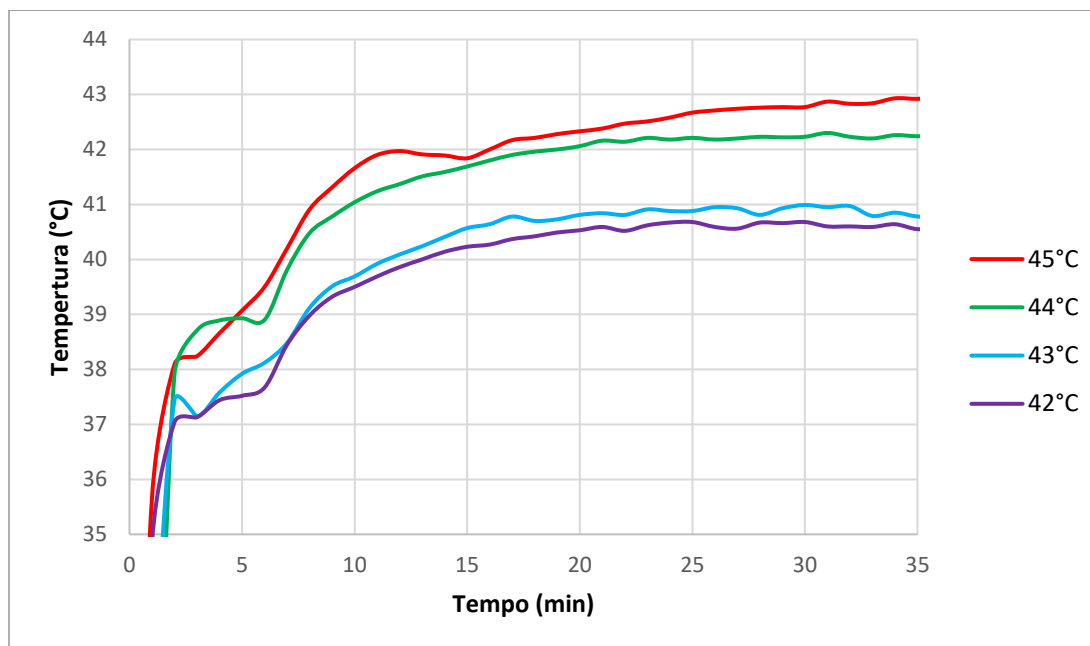


Figura 6.3- Evolução da temperatura de *inflow* para diferentes *set points*

Por forma a estudar a uniformidade da temperatura foram colocados mais dois sensores na bacia em zonas opostas da mesma conforme representado na figura 6.2 exposta anteriormente. Os resultados obtidos encontram-se na figura 6.5, e como se pode verificar, existe uma clara diferença na evolução da temperatura nos diferentes locais.

Como seria de esperar, a zona que mais rapidamente aquece é da *inflow* (local 1) já que é aí que o fluido aquecido é libertado para a bacia. O local 2 é aquele que apresenta menor temperatura até ao minuto 34, momento a partir do qual passa a ser o local 3. Esta troca é consequência de uma queda que se verifica na temperatura do local 3 por volta dos 26 minutos. Esta variação pode ser explicada uma movimentação do sensor ou da própria toalha, passando a existir contacto entre ambos.

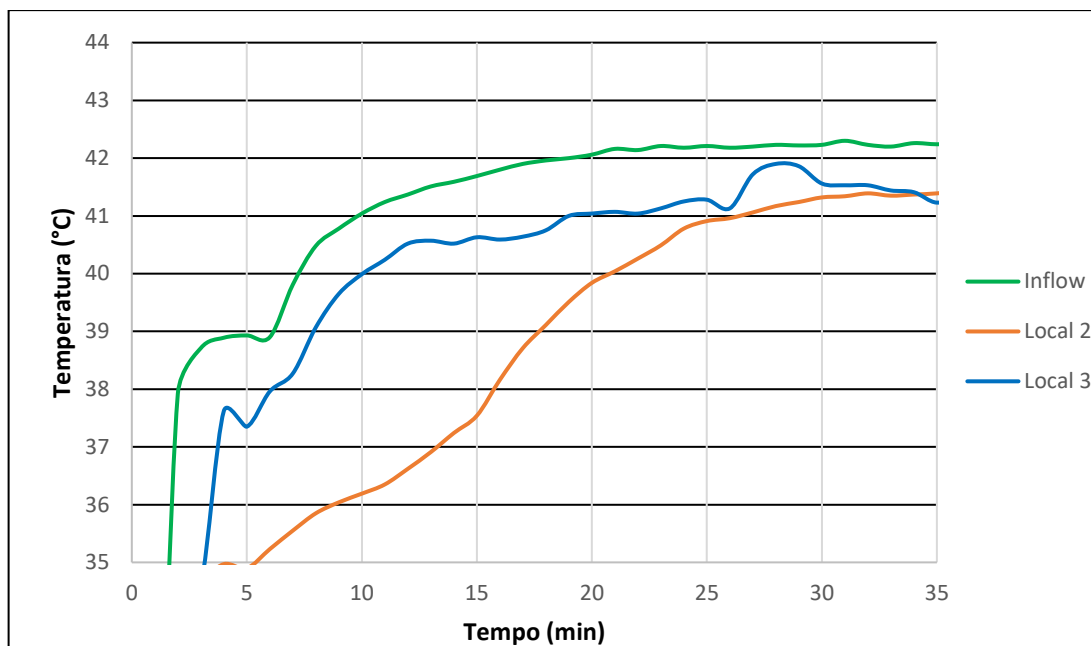


Figura 6.4- Evolução da temperatura em três pontos da bacia

6.4 Síntese

Neste capítulo foram conduzidos três tipos de ensaios relacionados com os caudais, os sensores e com o aquecimento em si.

No que diz respeito ao caudal, verificou-se que para garantir um fluxo de entrada e saída iguais, é necessário impor uma diferença de 0,1 L/min no caudal da bomba de *inflow* e *outflow*. Assim, caso se aplique 1 L/min de *inflow* deve ser aplicado um caudal de 0,9 L/min de *outflow*.

No que concerne aos sensores, constatou-se que em todos eles existem picos de amplitude aleatórios na medição de temperatura. Para resolver este problema foi desenvolvido e aplicado um filtro ao sinal.

Finalmente, face ao aquecimento verificou-se acima de tudo que o equipamento é funcional, fiável e cumpre os requisitos exigidos. Veja-se, que apesar de se terem realizado diversos ensaios para estudar qual o melhor *set point* a utilizar no banho termostático e estudar a distribuição de temperatura no interior do paciente, a verdade é que se acaba por retirar alguma relevância aos resultados obtidos devido à impossibilidade de simular as condições do bloco. Contudo, para efeitos da dissertação permitem validar o equipamento desenvolvido.

7 Conclusões e trabalhos futuros

7.1 Conclusões

Seguindo a tendência observada no que diz respeito ao número de casos de doenças cancerígenas diagnosticadas, o número de ocorrências de carcinomatose peritoneal tem vindo gradualmente a aumentar nos últimos anos. Um dos métodos de tratamento aplicado a este tipo de neoplasia, passa por uma combinação de cirurgia de citorredução e quimioterapia intraperitoneal hipertérmica intraoperatória. Para a realização do procedimento quimioterápico, é necessário um equipamento específico cuja oferta de mercado é pouco diversificada e tem um custo elevado. Estas circunstâncias permitiram que nesta dissertação fosse desenvolvido um novo equipamento capaz de realizar o tratamento HIPEC, numa colaboração entre a FEUP e o IPO do Porto.

A conceção do novo equipamento iniciou-se pela escolha do tipo de solução a utilizar para a circulação e aquecimento do citostático. No que concerne à circulação, rapidamente se concluiu que opção pela utilização de um par bombas peristálticas, para *inflow* e *outflow*, seria a mais acertada tendo em conta a aplicação em causa. Em relação ao aquecimento, existiu um maior debate entre a utilização de uma solução baseada num circuito de aquecimento com um permutador de elevada eficiência e um banho termostático; e uma segunda baseada na tecnologia de traçagem elétrica. No final, optou-se pela primeira solução apresentada dado ser um conceito provado em contraste com a segunda.

Selecionadas as soluções a utilizar, definiu-se a arquitetura do sistema. Esta é constituída por duas bombas peristálticas, um banho termostático, um permutador de calor, um conjunto de três sensores NTC autoclaváveis para registo da temperatura na cavidade peritoneal, e um quarto sensor NTC específico para medir a temperatura no permutador de calor. Um concentrador/conversor, junta e adquire a informação dos diversos componentes segundo um protocolo de comunicação RS232, e envia essa mesma informação para um computador via protocolo TCP/IP, onde uma aplicação desenvolvida em LabVIEW realiza o controlo do equipamento e monitorização do procedimento.

Na fase final da dissertação foram realizados diversos ensaios experimentais para verificar o bom funcionamento do equipamento. Os resultados foram bastante positivos e um excelente indicador da funcionalidade, fiabilidade e capacidade do equipamento em cumprir os requisitos exigidos pelo procedimento de quimioterapia intraperitoneal hipertérmica intraoperatória. Refira-se, que os ensaios não foram realizados em condições idênticas às de um bloco, pelo que testes complementares devem ser conduzidos em ambiente de sala operatória antes de se poder utilizar o equipamento desenvolvido.

Durante esta dissertação, foram surgindo diversas dificuldades, nomeadamente associadas com o processo de aquisição de equipamentos, que foram sendo ultrapassadas. Contudo, reduziram o tempo disponível para os testes finais.

7.2 Trabalhos Futuros

Nesta subsecção, apresentam-se algumas sugestões para alguns trabalhos futuros a realizar de modo a melhorar o equipamento concebido.

Adição de uma bomba infusora: como foi referido, durante o procedimento HIPEC uma das funções dos técnicos perfusionistas é introduzir uma dada concentração de citostático. Esta adição é manual pelo que, se propõem no futuro a inclusão de uma bomba infusora para que esta adição possa ser automática.

Testar a solução de traçagem: durante a dissertação, os estudos analíticos e computacionais apontaram para a possibilidade da utilização da tecnologia de traçagem elétrica para realizar o aquecimento do citostático. Este seria um método inovador e que traria algumas vantagens, pelo que se propõem a realização de um estudo mais profundo deste.

Medição da quantidade de fluido: propõem-se a inclusão de uma célula de carga no reservatório para efetuar a medição do nível do mesmo. Isto permitiria através da aplicação avisar o utilizador se o nível do reservatório está demasiado baixo, atuando como medida de segurança, e registando no relatório gerado no final do procedimento. Também possibilitaria o controlo em anel fechado do nível do reservatório por controlo dos caudais de *inflow* e *outflow*.

Base de dados: sugere-se a criação de uma base de dados que permita criar fichas para cada paciente, e adicionar os relatórios gerados no final do tratamento. Isto, seria uma mais valia, em termos organizacionais para o IPO.

Inclusão do sensor Pt100 autoclavável: infelizmente, dentro da janela temporal da dissertação não foi possível adquirir um sensor Pt100 autoclavável que permita que o controlo de temperatura seja feito através de uma referência externa mais perto do paciente. Assim, propõe-se a aquisição do mesmo, assim como de uma peça que garanta o encaixe estanque no permutador para que não haja fugas de fluido. Como consequência da incorporação deste sensor, é também proposto o estudo da variação dos parâmetros do controlador para o caso de referência externa.

Verificação das normas de segurança: antes de ser entregue no hospital, será necessário fazer uma verificação exaustiva do sistema desenvolvido para garantir que este cumpre as normas segurança necessárias para equipamentos hospitalares, nomeadamente a IEC 60601 *Medical electrical equipment*.

Referências

- [1] Slaby, O.; Svoboda, M.; Michalek, J., & Vyzula, R. (2011). MicroRNAs in colorectal cancer, *MicroRNAs in Cancer Translational Research*, 1, 107–133, último acesso em dezembro de 2016, <https://doi.org/10.1007/978-94-007-0298-1-4>
- [2] Programa Nacional para as Doenças Oncológicas (2014). Doenças Oncológicas em números – 2014, Ministério da Saúde - Direção-Geral de Saúde, n. 11, 41-48. doi: ISSN: 2183-0746.
- [3] Direção-Geral da Saúde. (2013). Portugal. Doenças Oncológicas em números, ISSN: 2183, 6–25, último acesso em dezembro de 2016, <https://doi.org/2183-0746>
- [4] Alves. (2012). Carcinomatose peritoneal de neoplasias do tubo digestivo. FMUP dissertação.
- [5] Abreu, J., Serralva, M., Fernandes, M., Santos, L., Guerra, P., & Gomes, D. (2008). Citorredução seguida de quimioperfusão intraperitoneal hipertérmica no tratamento da doença peritoneal maligna: Estudo de fase II com reduzida toxicidade e morbilidade. *Revista Portuguesa de Cirurgia*, (4), 15-21.
- [6] Cardoso, C., Gamito, E., Quintana, C., & Oliveira, A. P. (2011). Malignant peritoneal mesothelioma. *Acta medica portuguesa*, 24, 689-94.
- [7] HIPEC Treatment of Patients with Peritoneal Cancer. Último acesso em fevereiro de 2017, <http://www.hipec.com/>
- [8] Doctor, H. (2016), último acesso em dezembro de 2016, <http://howshealth.com/ascites/>
- [9] Honoré, C.; Goéré D.; Macovei, R.; Colace, L.; Benhaim, L.; Elias, D. (2016). Original Article: Peritoneal Carcinomatosis from Unusual Cancer Origins: Is There a Role for Hyperthermic Intraperitoneal Chemotherapy? 153(2 OP-In Journal of Visceral Surgery April 2016 153(2):101-107): 101.
- [10] Lopes, A., & Carneiro, A. (2011). Cirurgia citorrredutora associada a quimioterapia intraperitoneal hipertérmica (QtiPH) no tratamento da carcinomatose peritoneal. *Revista Onco&*, 1, 26-34.

- [11] Brown, N. A. (2012). Cytoreductive Surgery (CRS) and Hyperthermic Intraperitoneal Chemotherapy(HIPEC) for the Treatment of Peritoneal Carcinomatosis. Case Presentation, Ppt, último acesso em dezembro de 2016, <http://www.downstatesurgery.org/files/cases/crs.pd>
- [12] Wademan, M., Ha, J., Singh, H., Markan, Y., Sharma, P., Kasamon, Nigamada, Oh, M., Citron, W., Cohen, R., Deluca, R., Boutros, C. (23 Novembro de 2012). Indicações, técnicas e resultados atuais de cirurgia citoreductiva com quimioterapia intraperitoneal hipertérmica para malignidades intra-abdominais. Último acesso em dezembro de 2016 <https://www.omicsonline.org/current-indications-techniques-and-results-of-cytoreductive-surgery-with-hyperthermic-intraperitoneal-chemotherapy-for-intraabdominal-malignancies-2161-1076.1000125.php? Aid = 10599>
- [13] Hyperthermic Intraperitoneal Chemotherapy (HIPEC). (Janeiro de 2001). Último acesso em Janeiro de 2017, <http://www.cancercenter.com/treatments/hipec/>
- [14] Performer LRT, último acesso em Fevereiro de 2017.
- [15] Sousa, Joaquim Abreu. Sistema de Perfusão do IPO (2016)
- [16] How do peristaltic dosing pumps work?. último acesso em Agosto 2017, <https://www.verderflex.com/en/how-do-peristaltic-pumps-work/>
- [17] Quattroflow Fluid Systems, último acesso em Julho de 2017, <http://www.psgdover.com/en/quattroflow/home>
- [18] Traçagem elétrica. último acesso em Agosto de 2017, <http://www.tracagemeletrica.com/>.
- [19] Flexlec Groupe, CABOS E ELEMENTOS DE AQUECIMENTO FLEXÍVEIS SISTEMAS DE MANUTENÇÃO DE TEMPERATURA. último acesso em Março de 2017, <http://www.flexelec.com/products/heating-mat-heater-mats-flexmat.html>
- [20] Restivo, M. T., de Almeida, F. G., de Fátima Chouzal, M., Mendes, J. G., & Lopes, A. M. (2008). *Laboratórios de Instrumentação para Medição/Laboratories of Instrumentation for Measurement*.
- [21] Comparação da variação da resistência com o aumento de temperatura entre os sensores. Último acesso em Junho de 2017, <http://www.rfwireless-world.com>
- [22] INCROPERA, F. P.; DE WITT, D. P.; BERGMAN, T. Fundamentos de transferência de calor e massa. 6. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2008. 643 p

Anexo A: Análise via analítica

Cálculo da potência necessária a transferir ao líquido

O primeiro passo realizado foi calcular qual potência necessária para realizar o aquecimento desejado com base nas condições associadas ao tratamento implementado no IPO. Assim, considerando um caudal de 1 L/min, uma temperatura de entrada no elemento de aquecimento de 20°C, uma temperatura saída do mesmo de 42°C e finalmente que a solução quimioterápica tem um calor específico semelhante ao da água, é possível estimar pela equação A.2 [22] qual o valor da potência calorífica a ser transferida ao quimioterápico:

$$\dot{V}=1 \text{ L/min}$$

$$T_{\text{saí}}=42 \text{ }^{\circ}\text{C}$$

$$T_{\text{ent}}=20 \text{ }^{\circ}\text{C}$$

$$T_{\text{med}}=\frac{42+20}{2}=31 \text{ }^{\circ}\text{C}$$

$$c_{p_{\text{fluido}}}=4180 \text{ J/kgK (valor obtido para a média entre as temperaturas de entrada e saída)}$$

$$\begin{aligned}\dot{m} &= \rho \times \dot{V} \\ &= 1000 \times \frac{1}{1000 \times 60} \\ &= 1,667 \times 10^{-2} \text{ kg/s}\end{aligned}\tag{A.1}$$

Onde:

\dot{m}_f , é o caudal mássico do fluido,

ρ , é a massa volúmica do fluido, e

\dot{V} , é o caudal volúmico de fluido

$$\begin{aligned}\dot{Q}_{\text{necessário}} &= \dot{m} c_f (T_{fs} - T_{fe}) \\ &= 1,667 \times 10^{-2} \times 4180 (42 - 20)\end{aligned}\tag{A.2}$$

$$=1532,7 \text{ W}$$

Onde:

$\dot{Q}_{\text{necessário}}$, é a potência térmica necessária a transmitir ao fluido,

\dot{m}_f , é o caudal mássico do fluido,

c_f , é o calor específico do fluido,

T_{fs} , é a temperatura de saída do fluido, e

T_{fe} , é a temperatura de entrada do fluido

De forma crítica, podemos inferir que para esta aplicação, o cálculo culminou num valor possivelmente por excesso. Contudo, é fulcral salientar que a potência obtida é referente ao caso do citostático apenas circular uma única vez no interior caixa de aquecimento antes de entrar no paciente, ou seja, o aquecimento é dado num só estágio. Na verdade, e tal como acontece neste momento no IPO, é possível efetuar um aquecimento mais gradual com múltiplas passagens do líquido pela zona de aquecimento. Isto permite que a potência necessária seja reduzida face ao valor calculado, refletindo-se, contudo, num aumento do tempo de aquecimento até ao *set point* definido.

Representação matemática/descrição do sistema

De modo a validar a solução pensada na secção anterior, procurou-se definir um conjunto de equações que regessem os balanços de transferência de energia entre os diversos componentes e o meio ambiente.

Devido à complexidade da solução elaborada, mais até em termos geométricos do que a nível de número de elementos, optou-se por uma abordagem mais simplista do problema considerando assim para o balanço térmico o fluido quimioterápico, o tubo em silicone e ainda a chapa em inox. Esta simplificação permitirá obter rapidamente um primeiro indicador sobre a validade da solução proposta para a caixa de aquecimento e se valerá a pena efetuar um estudo mais pormenorizado e extenso num software com CFD.

Definidos os pressupostos sobre os quais o sistema será avaliado no que toca aos mecanismos de transferência de calor, e segundo [20] chegou-se então a um conjunto de quatro equações, A.3, A.4, A.5 e A.6.

- No que concerne à equação A.3, esta indica que a energia disponibilizada para o aquecimento, definida por $P\Delta t$, é igual à energia recebida pelo líquido e pelo aço representadas na equação por $\dot{m}_f c_f (T_{fs} - T_{fe}) \Delta t$ e $m_a c_a (T_{af} - T_{ai})$.

$$P\Delta t_{aq} = \dot{m}_f c_f (T_{fs} - T_{fe}) \Delta t + m_a c_a (T_{af} - T_{ai}) \quad (A.3)$$

- A equação A.4 descreve o balanço térmico que ocorre no líquido. Desta, podemos concluir que a potência que entra/sai do quimioterápico, é igual à potência recebida/perdida pelo mesmo segundo os diversos mecanismos de transferência de calor representados pelo coeficiente global de transferência de calor.

$$\dot{m}_f c_f (T_{fs} - T_{fe}) = UA \Delta T_{ln} \quad (A.4)$$

- A equação A.5 define a temperatura média logarítmica do fluido. A utilização desta permite uma melhor aproximação à evolução real da temperatura comparativamente com à aquela que seria obtida se utilizada a aproximação linear.

$$\Delta T_{ln} = \frac{(T_a - T_{fs}) - (T_a - T_{fe})}{\ln \frac{T_a - T_{fs}}{T_a - T_{fe}}} \quad (A.5)$$

- Finalmente, a equação A.6 indica que a temperatura do aço em qualquer momento é definida como a média entre a sua temperatura inicial e final durante um dado intervalo de tempo.

$$T_a = \frac{T_{af} + T_{ai}}{2} \quad (A.6)$$

Onde:

P - é a potência térmica fornecida

Δt_{aq} , é o intervalo de tempo que uma partícula de fluido se encontra dentro da caixa de aquecimento,

\dot{m}_f , é o caudal mássico do fluido,

c_f , é o calor específico do fluido,

T_{fs} , é a temperatura de saída do fluido,

T_{fe} , é a temperatura de entrada do fluido,

c_f , é o calor específico do fluido,

A, é área de transferência de calor do tubo de silicone,

U, é o coeficiente global de transferência de calor,

T_{fs} , é a temperatura de saída do fluido,

T_{fe} , é a temperatura de entrada do fluido,

c_a , é o calor específico do aço,

m_a , é a massa de aço,

T_{af} , é a temperatura final do aço,

ΔT_{ln} , é diferença de temperatura logarítmica,

T_{ai} , é a temperatura inicial do aço, e

T_a , é a temperatura média do aço

Método Iterativo

Levantadas algumas das considerações a ter em conta para o desenvolvimento do método iterativo, apenas resta definir quais os passos a adotar para a realização do mesmo.

O primeiro passo a executar será saber quantos ciclos de aquecimento a diferentes volumes de fluido se dão durante uma circulação completa. Este valor pode ser obtido pelo quociente entre Δt_{lc} e Δt_{aq} . O Δt_{aq} pode ser calculado através da equação A.8 que relaciona o caudal volumétrico, conhecido dos requisitos da aplicação, e ainda o volume de quimioterápico que escoar pelo tubo instalado na caixa. Quanto ao Δt_{lc} , este pode ser obtido pela soma de duas parcelas, o tempo que uma partícula se encontra fora do reservatório e o tempo que se encontra no interior do mesmo, equação A.9.

Refira-se que, não sabendo qual a quantidade de tubo a ser usado, foi assumido um valor de três metros para L , o comprimento de tubuladura incorporada no interior da caixa, algo na casa da distância entre paciente e equipamento de HIPEC neste momento utilizado no IPO. Também, foi admitido que o tempo que uma partícula de quimioterápico se encontra fora do reservatório é igual a duas vezes o tempo de aquecimento, isto é, ao tempo associado a uma ida e retorno de fluido. A este valor foi ainda aplicado um coeficiente de segurança N devido à incerteza no comprimento de tubo e também sobre o tempo que o citostático permanece no peritónio.

Verificou-se então, que durante uma circulação ocorrem cerca de seis ciclos de aquecimento.

Dados:

$$\dot{V}=1 \text{ L/min}$$

$$D=0,008\text{m}$$

$$L=3\text{m}$$

$$k=0,6154 \text{ W/m.k}$$

$$\nu =0,7867 \times 10^{-6} \text{ N.s/m}^2$$

$$k_s=0,6 \text{ W/m.k}$$

$$k_a=37 \text{ W/m.k}$$

$$r_1=0,004 \text{ m}$$

$$r_2=0,005 \text{ m}$$

$$r_3=0,007 \text{ m}$$

$$A_m=1292,05 \text{ m}^2$$

$$\begin{aligned} v &= \dot{V} \times A_s & (A.7) \\ &= \frac{1}{1000} \times \frac{1}{60} \\ &= \frac{1}{\pi \times (0,004)^2} \\ &= 0,332 \text{ m/s} \end{aligned}$$

Onde:

v , é a velocidade do fluido,

A , é área de secção interior do tubo, e

\dot{V} , é o caudal volúmico de fluido

$$\Delta t_{\text{taq}} = \frac{v}{L} \quad (\text{A.8})$$

$$= 9,04 \text{ s}$$

Onde:

v , é a velocidade do fluido,

Δt_{taq} , o intervalo de tempo que uma partícula de fluido se encontra dentro da caixa de aquecimento, e

L , é o comprimento de tubo instalado na caixa

$$\Delta t_{1c} = 2\Delta t_{\text{taq}} \times N + \frac{V}{\dot{V}} \quad (\text{A.9})$$

$$= 9,04 \times 2 \times 1,5 + 30$$

$$= 57,12 \text{ s}$$

Onde:

Δt_{1c} , tempo de uma circulação completa,

Δt_{taq} , o intervalo de tempo que uma partícula de fluido se encontra dentro da caixa de aquecimento,

N , é o coeficiente de segurança,

\dot{V} , é o caudal volúmico de fluido, e

V , é o volume de fluido no reservatório

$$\text{Nº ciclos de aquecimento} = \frac{57,12}{9,04} \quad (\text{A.10})$$

$$= 6,32$$

O segundo passo a realizar é o cálculo dos parâmetros de transferência de calor, neste caso o coeficiente global de transferência de calor U . Este terá em conta os efeitos de condução entre

a chapa de inox e o tubo de silicone, e também os efeitos de convecção entre este último e citostático.

$$Re = \frac{vD}{\nu} \quad (A.11)$$

$$= \frac{0,332 \times 0,008}{0,7867 \times 10^{-6}} \\ = 3376,13$$

Onde:

Re, é o número de Reynolds,

v, velocidade do fluido,

D, é o diâmetro interno da tubagem, e

ν , é a viscosidade cinemática do fluido

$$Nu = 0,023 Re^{0,8} Pr^{0,4} \quad (A.12)$$

$$= 0,023 \times (3376,13)^{0,8} \times (5,321)^{0,4}$$

$$= 29,84$$

Onde:

Re, é o número de Reynolds,

Nu, é o número de Nusselt, e

Pr, é o número de Prandtl

$$h = \frac{Nu \times k}{D} \quad (A.13)$$

$$= \frac{28,84 \times 0,6154}{0,008}$$

$$= 2295,5 \text{ W/m}^2$$

Onde:

h, é o coeficiente de convecção,

D, é o diâmetro interno da tubagem, e

Nu, é o número de Nusselt, e

k, é a condutividade térmica do fluido

$$U = \frac{1}{\frac{1}{h_1} + \frac{r_1}{k_s} \ln\left(\frac{r_2}{r_1}\right) + \frac{r_1}{k_a} \ln\left(\frac{r_3}{r_2}\right)} \quad (\text{A.12})$$

$$= \frac{1}{2295,5} + \frac{0,004}{0,6} \ln\left(\frac{5}{4}\right) + \frac{0,004}{37} \ln\left(\frac{7}{5}\right)$$

$$= 498,2 \text{ W/m}^2$$

Onde:

h_1 , é coeficiente de convecção no interior da tubagem,

r_1 , é o raio interno da tubagem,

r_2 , é o raio externo da tubagem,

r_3 , é o raio externo da curvatura da chapa,

k_s , é a condutividade térmica do silicone, e

k_a , é a condutividade térmica do aço,

O terceiro passo consiste no cálculo da potência P que é disponibilizada pela manta de aquecimento. De modo a obter este valor, é necessário recorrer ao catálogo de um fabricante que possua um produto deste género e avaliar qual a potência que é possível gerar. Baseando-nos então na informação catalogada pela empresa Flexelec, podemos observar que para mantas isoladas com elastómeros de silicone o fator de potência máxima por unidade de área é de $0,5 \text{ W/cm}^2$. Assim sendo, basta multiplicar-se este mesmo fator pela área de manta de forma a obter a potência disponível [16].

$$P = f_p \times A_m \quad (\text{A.13})$$

$$= 0,5 \times 1292,05$$

$$= 646,03 \text{ W}$$

Finalmente, executa-se o quarto passo que consiste na aplicação do método iterativo. O processo inicia-se por calcular para as seis primeiras iterações os valores de T_{fs} e T_{af} sendo que, a T_{af} da iteração anterior corresponderá à T_{ai} da seguinte, enquanto que T_{fe} se mantém constante. Terminadas as primeiras seis iterações, efetua-se então uma média entre as T_{fs} registadas, sendo o resultado da operação utilizado como T_{fe} das seguintes seis iterações correspondentes à próxima circulação. Esta sequência é repetida até se conseguir alcançar a temperatura desejada.

Como é possível verificar pelo gráfico de resultados da figura A.1, a solução quimioterápica começa a alcançar os 42°C por volta de três minutos após se iniciar o aquecimento. Ora, isto é uma ótima indicação pois além de demonstrar que é possível obter o valor de temperatura pretendido, demonstra também que esta solução é muito mais eficaz que o equipamento atual do IPO que pode demorar até cerca de 30 minutos a realizar o aquecimento. Outra conclusão importante que pode ser retirada está relacionada com a temperatura final atingida pelo aço. Efetivamente, o facto de esta não ultrapassar o 60°C não coloca a integridade do tubo de silicone em causa, visto que a sua gama de operação vai até aos 130°C , figura A.2.

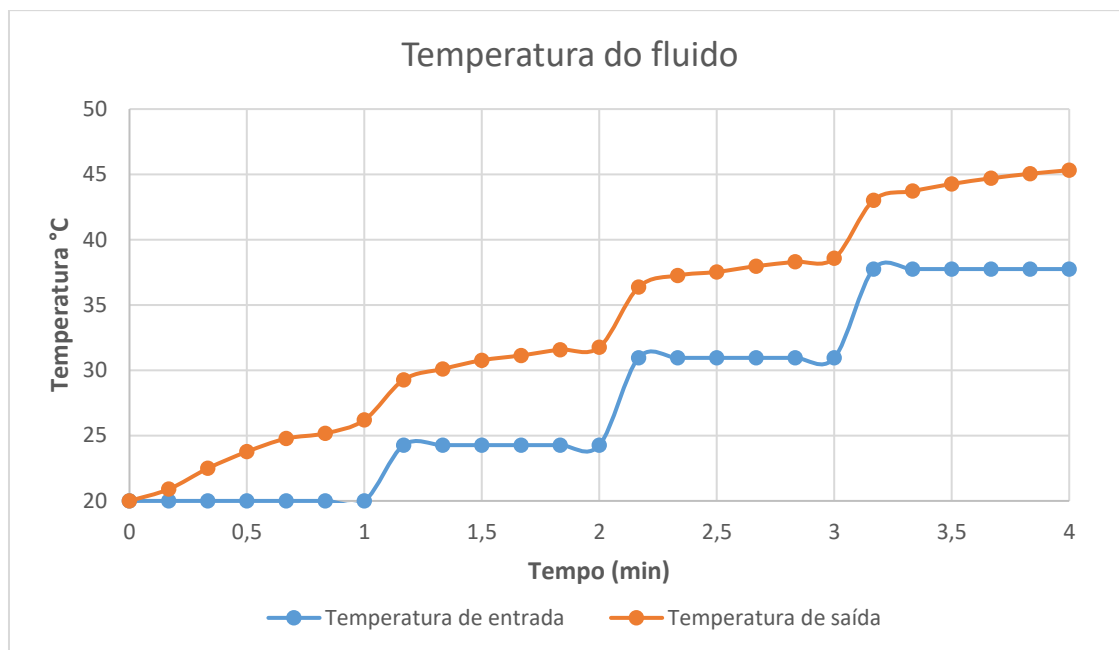


Figura A.1- Resultados do método iterativo para o fluido

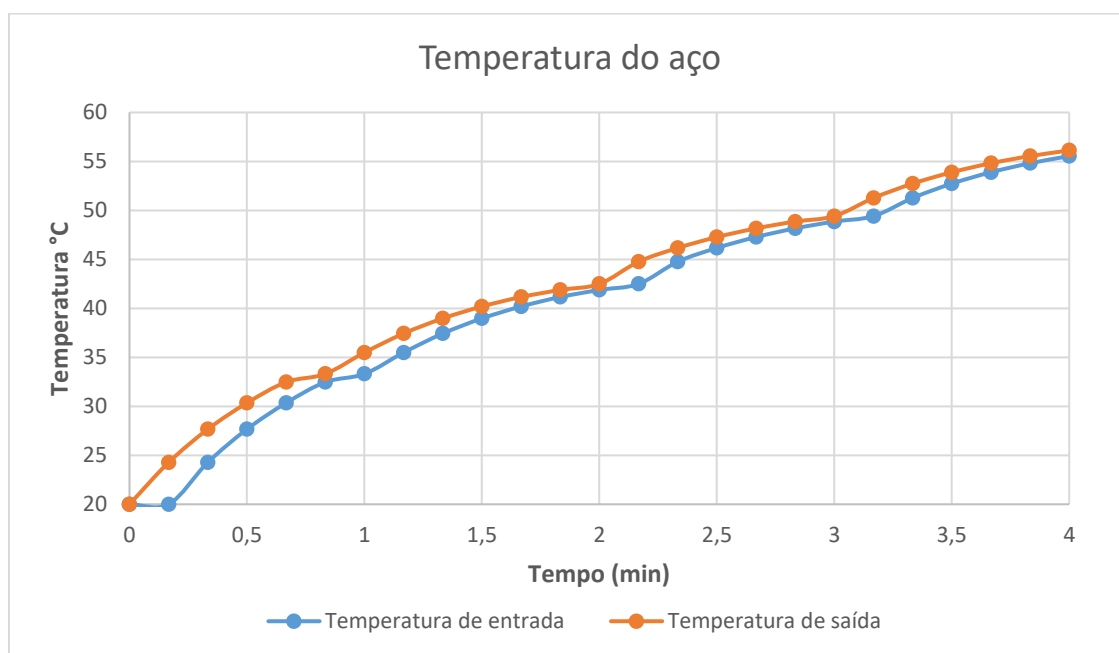


Figura A.2- Resultados do método iterativo para o aço

Em suma, podemos então reiterar que apesar de este primeiro estudo estar longe de ser preciso e conclusivo devido às várias simplificações e pressupostos assumidos, acaba por ser um bom primeiro ponto de referência sobre a validade desta solução e um bom motivo para a realização de um estudo mais completo através de um software de CFD.

Anexo B: Análise computacional

Estudo CFD com modelação em Solidworks®

Uma vez que a modelação da caixa de aquecimento foi realizada no Solidworks®, aproveitou-se para realizar o estudo térmico neste mesmo software, recorrendo-se para isto, à ferramenta *flow simulation*.

Selecionada a ferramenta de simulação, inicia-se a preparação do estudo térmico pela configuração do mesmo, sendo o primeiro passo a definição de um volume de controlo que englobe o modelo do conceito a estudar. Em seguida, é necessário escolher quais os modos de transferência de calor ativos, condução e convecção, indicar que estamos perante um processo de fluxo constante e que este ocorre segundo um regime transiente. Refira-se que, no caso da convecção é ainda imposto especificar qual o coeficiente de convecção e também qual a velocidade e temperatura do ar ambiente. Finalmente, resta definir dois grupos de parâmetros. O primeiro é referente às condições iniciais do sistema, nos quais estão englobadas as temperaturas iniciais de todos os componentes e também o caudal e temperatura do fluido. Já o segundo grupo é referente às metas do estudo, isto é, os parâmetros para os quais queremos obter resposta. No âmbito desta simulação, foram selecionados como objetivos a temperatura média da secção do fluido, a temperatura máxima alcançada pelo mesmo e que se regista junta à parede da tubagem, e claro, a temperatura máxima registada pela chapa de inox.

O facto de o modelo construído não possuir um circuito fechado para o fluido, algo que o software não possibilita, faz com que a cada momento o quimioterápico que entra no volume de controlo se encontre à temperatura inicial previamente estabelecida. Deste modo, de forma a contornar este problema serão realizadas simulações de um minuto, correspondentes a uma circulação completa, sendo que no final os valores obtidos para as metas pedidas serão utilizados como parâmetros iniciais da seguinte simulação. Estamos assim perante uma situação semelhante à experienciada durante o método iterativo.

Terminadas as várias simulações, verifica-se que demora cerca de nove minutos para alcançar os 42°C (315 K) desejados, tabela B.1. Repara-se, desde já, que houve um incremento de cerca de seis minutos comparativamente aos três minutos obtidos para o método iterativo. Esta diferença já seria expectável dadas as diversas simplificações efetuadas. Também, se garante que com este sistema não é ultrapassada a temperatura limite de operação do tubo de peróxido de silicone, (130°C)⁵.

Tabela B.1- Resultados obtidos após o nono minuto de simulação

Parâmetro	Unidade	Valor
Temperatura de saída do fluido	[K]	315.32
Temperatura do fluido junto à parede	[K]	326.67
Temperatura máxima do aço	[K]	341.06

⁵ Informação proveniente do IPO via fornecedor

As figuras B.1 e B.2 apresentam imagens térmicas dos componentes da caixa e também do fluido, respetivamente, após dado o nono minuto de aquecimento.

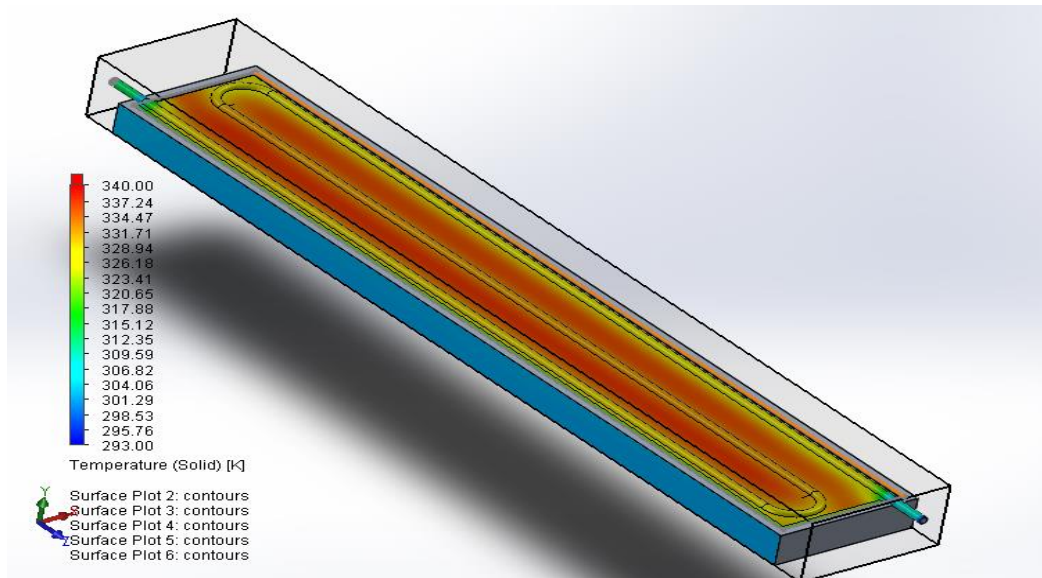


Figura B.1- Imagem térmica dos diversos componentes da caixa após o nono minuto

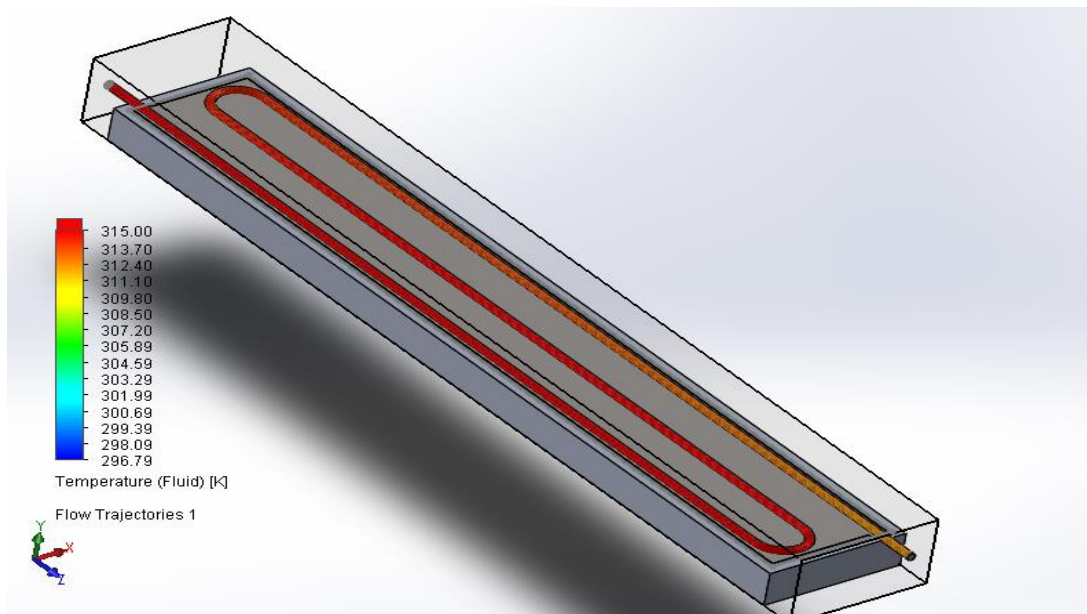


Figura B.2- Imagem térmica do fluido após o nono minuto de simulação

Anexo C: Datasheet dos equipamentos



Flow rates	< 0.001 – 3700 ml/min (depending on mounted pump-head)
Channels	1 – 24 (depending on mounted pump-head)
Operating panel	- 7-button membrane key-pad - LED display
Memory	4 sets of operating parameters can be stored
Operating modes	- pumping by drive speed (rpm) - pumping by flow rate (ml/min) - factory-set flow rates for all available tube sizes - dispensing by volume (ml) - dispensing by time (0.1s up to 999hrs) - dispensing by volume within a pre-set time - interval dispensing by volume with a pause - interval dispensing by time with a pause - setting the number of dispensing cycles - pause time setting (from 0.1s up to 999hrs) - roller back-steps for drip-free dispensing - reversible rotation direction
Calibrating function	- for flow rate (ml/min) - for dispensing volume (ml)
Speed	1 – 240 rpm
Speed setting	rpm, resolution 0.1 rpm
Speed control	closed loop control for pressure independent speed
RS232 interfaces	- RS232 "in" - for operation controlling via PC - RS232 "out" - for cascading up to 8 pumps
Analog input	Speed control (0–5 or 0–10V / 0–20 or 4–20mA)
Analog output	Speed monitoring (0–10VDC or 0–12 kHz)
Digital input	Start/Stop, rotation direction, autostart
Differential pressure	1.5 bar (21.7 psi) possible (depending on pump-head and tubing material); small tubing diameters may allow higher pressures
Motor type	DC motor
Power consumption	100 W
Power supply	115/230VAC; 50/60Hz
Protection rating	IP 30
Depth / Width / Height	220 x 155 x 260 mm (8 2/3" x 6 1/10" x 10 1/4") (without pump-head)
Weight	6.4 kg (14 lb) (without pump-head)
Accessories	- Driver for "LabView" software (free download) - Foot switch

ME-4 Banho termostático

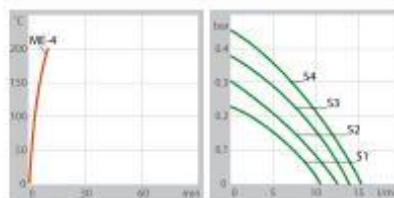
A classe intermediária superior com conexão para sonda externa Pt100, 20°C...200°C

Banhos de aquecimento JULABO com cuba de banho de aço inoxidável para tarefas de controle térmico interno e externo. Os aparelhos são principalmente para tarefas de controle térmico externo. Com desempenho elevado para o controle térmico de grandes consumidores e também de sistemas abertos. É possível realizar o controle térmico de objetos menores simultaneamente no banho térmico. Há modelos à escolha das linhas de aparelhos TopTech e HighTech, com diferentes tamanhos de banho e características de equipamento. Estão disponíveis como acessórios diversos inserts para banhos para vidros de laboratório bem como coberturas de banho.



As suas vantagens

- VFD COMFORT DISPLAY
- Teclado de membrana para o ajuste de valores teóricos, valores de advertência / segurança e funções de menu
- Controle de temperatura em cascata PID3 para a máxima constância interna e externa
- Calibração de 3 pontos ATC3
- Conexão para sonda externa Pt100 para medir e controlar
- SMART PUMP Níveis de potência de bomba ajustáveis eletronicamente
- Sistema de aviso antecipado para nível baixo
- Proteção contra superaquecimento ajustável através do mostrador
- Interface RS232 para comunicação online
- Programador integrado para 10 passos de programa



- O tempo de aquecimento (thermal)
- Desempenho da bomba (Água)

Dados técnicos

Nº. de pedido	9162504
Linha de modelos	TopTech
Categoria	Banhos de aquecimento (interno / externo)
Faixa de temperaturas de trabalho (°C)	+20 ... +200
Constância de temperatura (°C)	±0.01
Resolução de ajuste / indicação	0.01 °C
Programador integrado	1x10 passos
Indicação de temperatura	LED
Potência de aquecimento (kW)	2
Vazão da bomba (l/min)	11-16
Pressão da bomba (bar)	0.23-0.45
Abertura /profundidade do banho L x P / LP (cm)	13 x 15 / 15
Rosca de conexão da bomba	M10x1

Conectores para mangueira diâm. int. mm	8 / 10
Volume de preenchimento (litros)	4.5
Conexão da sonda externa Pt100	integrada
Digital interface	RS232 Optional: Profibus
Temperatura ambiente	5...40 °C
Dimensões L x P x A (cm)	21 x 42 x 38
Peso (kg)	9.6
Classificação conforme DIN12876-1	Classe III (FL)
Escopo de fornecimento	2 Conectores para mangueira diâm. int. 8 e 10 mm (conexões para bomba com rosca interna M10x1)
Serpentina de resfriamento	integrada
Cuba	Aço inoxidável
Versões de tensão disponíveis	230 V / 50-60 Hz 100-115 V / 50-60 Hz

Built-in cooling coil for tap water connection for temperature applications below or near ambient temperatures are integrated.

Características

Mostrador



Tudo perfeitamente na visão geral
Generoso mostrador VFD
Comfort-Display de fácil leitura, para apresentação simultânea de 3 valores, funções de alarme, proteção contra superaquecimento, níveis de bombas (resolução de indicação 0.01 °C)



Nível da bomba e nível de preenchimento
Indicação de barras luminosas para os níveis de desempenho da bomba e nível de preenchimento (para Forte HT)

Operação



Confortável e detalhado
Campo de comando conforto com funções de menu adicionais para os níveis de desempenho da bomba, calibração, parâmetros de controle, programador, alarmes, etc..

Controle de temperatura



Para requisitos mais elevados
Controle de temperatura PID com compensação de grandezas de interferência e parâmetros ajustáveis, especialmente na operação externa pode ser obtida uma melhor constância de temperatura, constância ± 0.01 °C interna, ± 0.1 °C externa



Máxima segurança de medição
'Absolute Temperature Calibration' para compensar uma diferença de temperatura por causas físicas, calibração de 3 pontos



Sistema de bombas inteligente
Desempenho de bomba confiável e seguro, níveis de desempenho de bomba ajustáveis eletronicamente



Diretamente na aplicação externa
Conexão para sonda externa Pt100 para a medição e controle de alta precisão, diretamente na aplicação externa conectada



Ligação em série
Interface RS232 para a conexão ao computador, por ex., para a comunicação de dados ou registro de valores medidos



Programação fácil
Programador integrado para a execução de processos dependentes do tempo e da temperatura, 1 perfil de temperatura com até 10 passos, com relógio de tempo real

Funções de alarme e proteção



Aviso antecipado para nível baixo
Máxima segurança na aplicação, um alarme visual e sonoro permite o reabastecimento em tempo do líquido para banho



Aviso antecipado para superaquecimento ou temperatura insuficiente
Máxima segurança na aplicação, alarme visual e sonoro em caso de atingimento de valores limites, "desligamento" ajustável para situações de perigo



Função de proteção ampliada
Segurança máxima, proteção ajustável contra superaquecimento ou secagem, ajuste confortável e preciso através da possibilidade de indicação adicional do valor ajustado no mostrador

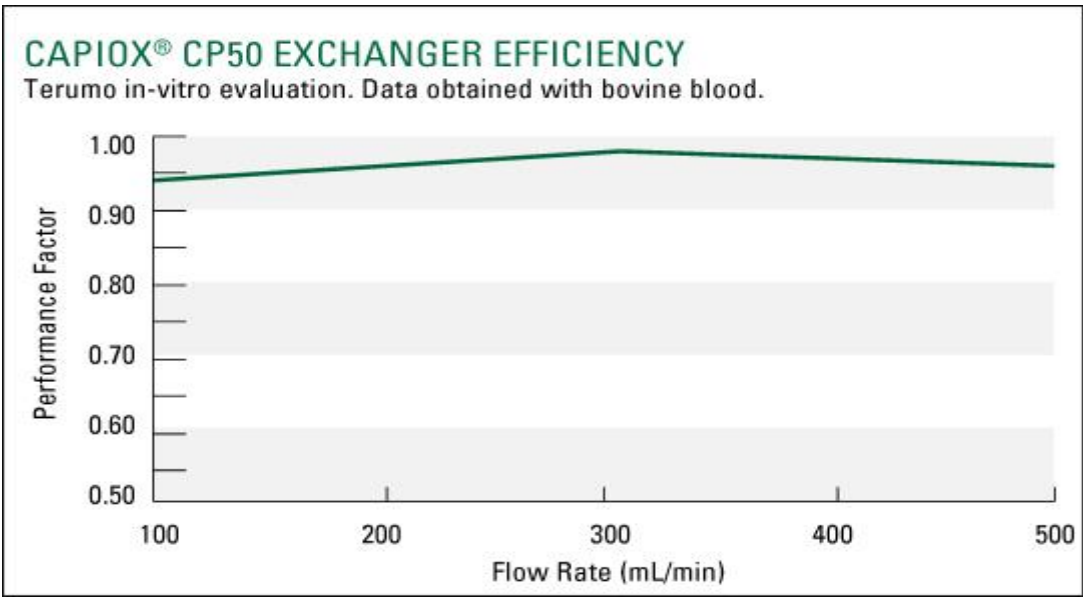


Para líquidos inflamáveis
Classe III (FL) conforme DIN 12876-1



CAPIOX® CP50 Cardioplegia Set

CAPIOX® CP50 Cardioplegia Set	
Recommended blood flow rate	Up to 500 mL/min
Prime volume (heat exchanger and module only)	52 mL
Maximum operation pressure Blood side Water side	500 mmHg (67 kPa) 29 psi (2 ATM, 203 kPa)
Heat exchanger Material Surface area Potting material	Stainless steel 640 cm ² Polyurethane
Filter screen Material Pore size Support material	Polyester 96 microns Polypropylene
Blood inlet	1/4" (6.4 mm)
Blood outlet	3/16" (4.8 mm)
Water ports	Quick-connect fitting



NPort® 5600-8-DT Lite Series

8-port RS-232/422/485 serial device servers



- > 8 serial ports supporting RS-232/422/485
- > Compact desktop design
- > 10/100M auto-sensing Ethernet
- > Configure via Telnet/Web/Windows utility
- > Socket modes: TCP server/TCP client/UDP/Real COM
- > SNMP MIB-II for network management



Overview

NPort® 5600-8-DTL device servers can conveniently and transparently connect 8 serial devices to an Ethernet network, allowing you to network your existing serial devices with basic configurations. You can both centralize management of your serial devices and distribute management hosts over the network. The NPort® 5600-8-DTL device servers have a smaller form factor than our 19-inch models, making them a great choice for applications that need additional serial ports when mounting rails are not available.

Convenient Design for RS-485 Applications

The NPort® 5650-8-DTL device servers support selectable 1 k Ω and 150 k Ω pull high/low resistors and a 120 Ω terminator. In some critical environments, termination resistors may be needed to prevent

the reflection of serial signals. When using termination resistors, it is also important to set the pull high/low resistors correctly so that the electrical signal is not corrupted. Since no set of resistor values is universally compatible with all environments, NPort® 5600-8-DTL device servers use DIP switches to allow users to adjust termination and pull high/low resistor values manually for each serial port.

LED Indicators to Ease Your Maintenance Tasks

The System LED, Serial Tx/Rx LEDs, and Ethernet LEDs (located on the RJ45 connector) provide a great tool for basic maintenance tasks and help engineers analyze problems in the field. The NPort® 5600's LEDs not only indicate current system and network status, but they also help field engineers monitor the status of attached serial devices.

Appearance



Specifications

Ethernet Interface

Number of Ports: 1
Speed: 10/100 Mbps, auto MDI/MDIX
Connector: 8-pin RJ45
Magnetic Isolation Protection: 1.5 kV built-in

Serial Interface

Number of Ports: 8
Serial Standards:
NPort 5610-8-DTL: RS-232
NPort 5650-8-DTL/5650I-8-DTL: RS-232/422/485
Connector: DB9 male
Serial Line Protection:
15 kV ESD protection for all signals
2 kV isolation protection (NPort 5650I-8-DTL only)

RS-485 Data Direction Control: ADDOD® (Automatic Data Direction Control)

Pull High/Low Resistor for RS-485: 1 k Ω , 150 k Ω

Terminator for RS-485: 120 Ω

Serial Communication Parameters

Data Bits: 5, 6, 7, 8

Stop Bits: 1, 1.5, 2

Parity: None, Even, Odd, Space, Mark

Flow Control: DSR/DTR and RTS/CTS (RS-232 only), XON/XOFF

Baudrate: 50 bps to 921.6 kbps

Serial Signals

RS-232: Tx+, Tx-, Rx+, Rx-, GND

RS-422: Tx+, Tx-, Rx+, Rx-, GND

RS-485-4w: Tx+, Tx-, Rx+, Rx-, GND

RS-485-2w: Data+, Data-, GND

Software

Network Protocols: ICMP, IPv4, TCP, UDP, DHCP, BOOTP, Telnet, DNS, SNMP V1, HTTP, SMTP, SNTp, Rtelnet, ARP, RFC2217
Configuration Options: Web Console, Telnet Console, Serial Console, Windows Utility

Windows Real COM Drivers: Windows 95/98/ME/NT/2000, Windows XP/2003/Vista/2008/7/8/8.1/10 (x86/x64), Windows 2008 R2/2012/2012 R2 (x64), Windows Embedded CE 5.0/6.0, Windows XP Embedded

Fixed TTY Drivers: SCO Unix, SCO OpenServer, UnixWare 7, QNX 4.25, QNX 6, Solaris 10, FreeBSD, AIX 5.x, HP-UX 11i, Mac OS X

Linux Real TTY Drivers: Linux 2.4.x, 2.6.x, 3.x

Physical Characteristics

Housing: Metal

Weight:

NPort 5610-8-DTL: 1,760 g (3.88 lb)

NPort 5650-8-DTL: 1,770 g (3.90 lb)

NPort 5650I-8-DTL: 1,850 g (4.08 lb)

Environmental Limits

Operating Temperature:

Standard Models: 0 to 60°C (32 to 140°F)

Wide Temp. Models: -40 to 75°C (-40 to 167°F)

Storage Temperature: -40 to 75°C (-40 to 167°F)

Ambient Relative Humidity: 5 to 95% (non-condensing)

Power Requirements

Input Voltage: 12 to 48 VDC

Input Current:

NPort 5610-8-DTL: 340 mA @ 12 VDC

NPort 5650-8-DTL: 470 mA @ 12 VDC

NPort 5650I-8-DTL: 740 mA @ 12 VDC

Standards and Certifications

Safety: UL 60950-1

EMC: EN 55032/24

EMI: CISPR 32, FCC Part 15B Class A

EMC:

IEC 61000-4-2 ESD: Contact: 4 kV; Air: 8 kV

IEC 61000-4-3 RS: 80 MHz to 1 GHz: 3 V/m

IEC 61000-4-4 EFT: Power: 1 kV; Signal: 0.5 kV

IEC 61000-4-5 Surge: Power: 2 kV; Signal: 1 kV

IEC 61000-4-6 CS: 150 kHz to 80 MHz, 3 V/m; Signal: 3 V/m

IEC 61000-4-8 PFMF

IEC 61000-4-11 DIPs

Reliability

Alert Tools: Built-in buzzer and RTC (real-time clock)

Automatic Reboot Trigger: Built-in WDT (watchdog timer)

MTBF (mean time between failures)

Time: NPort 5610-8-DTL: 953,388 hrs

NPort 5650-8-DTL: 740,457 hrs

NPort 5650I-8-DTL: 258,150 hrs

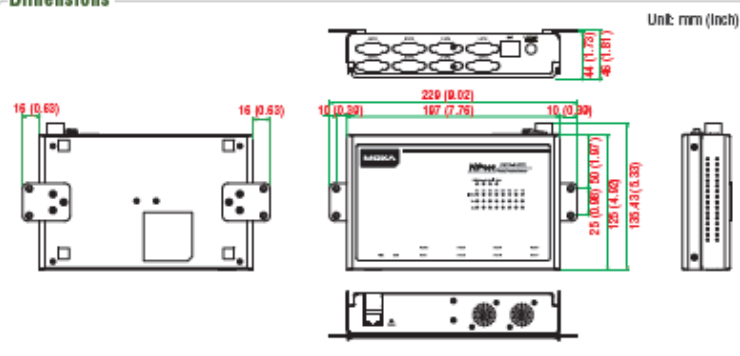
Standard: Telcordia (Bellcore) Standard TR/SR

Warranty

Warranty Period: 5 years

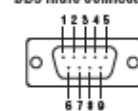
Details: See www.moxa.com/warranty

Dimensions



Pin Assignment

DB9 male connector



PIN	RS-232	RS-422/ 485-4W	RS-485-2W
1	DCD	TxD-(A)	—
2	RxD	TxD+(B)	—
3	TxD	RxD+(B)	Data+(B)
4	DTR	RxD-(A)	Data-(A)
5	GND	GND	GND
6	DSR	—	—
7	RTS	—	—
8	CTS	—	—

Ordering Information

Available Models

NPort 5610-8-DTL: 8-port RS-232 desktop device server with DB9 male connectors, 0 to 60°C operating temperature

NPort 5650-8-DTL: 8-port RS-232/422/485 desktop device server with DB9 male connectors, 0 to 60°C operating temperature

NPort 5650I-8-DTL: 8-port RS-232/422/485 desktop device server with DB9 male connectors and 2 kV isolation, 0 to 60°C operating temperature

NPort 5610-8-DTL-T: 8-port RS-232 desktop device server with DB9 male connectors, -40 to 75°C operating temperature

NPort 5650-8-DTL-T: 8-port RS-232/422/485 desktop device server with DB9 male connectors, -40 to 75°C operating temperature

NPort 5650I-8-DTL-T: 8-port RS-232/422/485 desktop device server with DB9 male connectors and 2 kV isolation, -40 to 75°C operating temperature

Optional Accessories (can be purchased separately)

DK35A: DIN-rail mounting clips, 35 mm, 2 DIN-rail plates with 4 screws

CBL-PJ21NOPEN-BK-30: Locking barrel plug to bare-wires cable

Mini DB9F-to-TB: DB9 female to terminal block adapter for RS-422/485 applications

WK-35-04: Wall-mounting kit, 2 plates with 6 screws

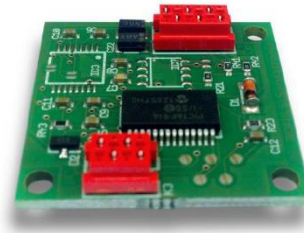
PWR-12200-DT-S1: Desktop power supply (requires power cord), 12 VDC 2 A, 100-240 VAC, 0 to 40°C operating temperature

Note: One power cord suitable for your region is included in the product package. Additional power cords can be purchased separately. Please refer to the Power Accessory Selection Guide for details.

Package Checklist

- 1 NPort 5600-8-DTL device server
- 100 to 240 VAC power adapter (excluding T model): PWR-12200-DT-S1
- 1 Ethernet cable: CBL-RJ458P-100
- 1 wall-mounting kit: WK-35-04
- 1 power cord (suitable for your region)
- Documentation and software CD
- Quick installation guide (printed)
- Warranty card

Note: The package includes one power cord suitable for your region.



Sensatronic GmbH Wismar	Qualitätsmanagementhandbuch	Dok.-Nr.: 308015.4 Manual OEM-Temp eng.doc
	Entwicklung	Seite 3 von 6

1. Description

The OEM-Temp module has been designed for measuring the body temperature of patients using temperature probes compatible to 400 series characteristics.

The module can work with two probes simultaneously and is characterized by its compact design and low power consumption. Therefore it is best suited even for battery powered application. The module is highly accurate with interchangeable temperature probes and does not need to be re-calibrated.

The measured data can be interchanged with the host system via a RS-232 interface.

2. Electrical Specification

Supply voltage:	5 -24 V DC $\pm 2\%$; 3.3 V DC version on request
Current consumption:	< 10 mA
Measuring principle:	Constant current mode
Interface:	RS-232 with level converter (EIA/TIA-232 compatible); TTL level version on request
	Data rate: 9600 Baud
	Data bit: 8
	Stop bit: 1
	Parity: none
	Handshake: none
Digital I/O (optional):	2 x 3.3V compatible, optional for customer specific use
AD conversion:	Resolution: 14 bit
	Conversion time: approx. 100 ms (both channels)
	Max. data rate: 10 samples per second

3. Mechanical Specification

Dimensions:	29 x 28 mm (L x W) height max. 10 mm
Weight:	approx. 8 g
Mounting holes:	3 x \varnothing 2.5 mm
Connectors:	Board supply and communication: MicroMatch 6-pole Temperature probes: MicroMatch 4-pole

Sensatronic GmbH Wismar	Qualitätsmanagementhandbuch	Dok.-Nr.: 308015.4 Manual OEM-Temp eng.doc
	Entwicklung	Seite 4 von 6

4. Electrical Connections

The module has a 6-pin board connector for supply voltage, communication and data output and a 4-pole connector for the temperature probes.

Board connector K1:

Pin	Signal/Function
1	RS-232 Rx
2	RS-232 Tx
3	Ground signal
4	Digital I/O_2 for external control (option)
5	Digital I/O_1 for external control (option)
6	Supply voltage

Table 1: Board connector K1

The connector K1 is a 6-pin AMP MicroMatch.

The Digital I/O pins 4 and 5 can be used for external control of board functions (must be software-implemented on customer request).

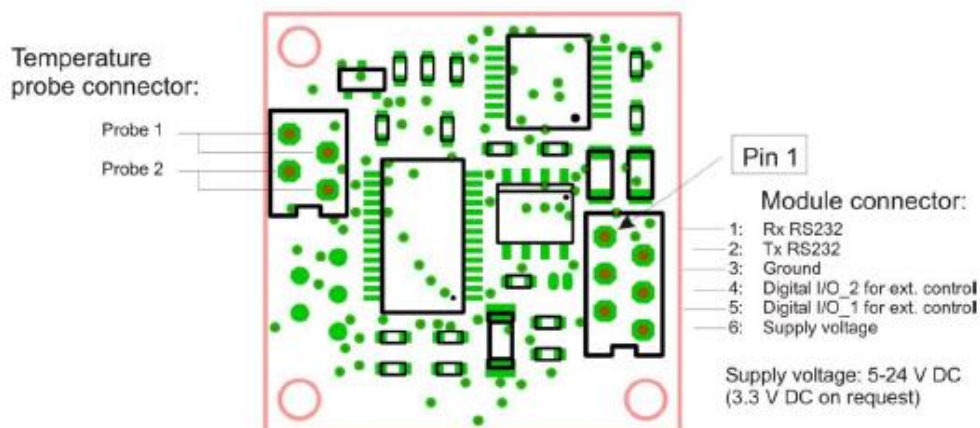


Figure 1: Main components of the PCB

The temperature probes can be connected using the 4-pin connector. It is recommended to limit the length of the sensor connection cable to 0.5 m.

Attention: The Digital I/O pins are expecting a 3.3V high signal, even if the board is powered with 5-24 V DC.

Anexo D: Blocos de código programados em LabVIEW



Nome: Bomba de *Inflow*

Inputs: Bomba *Inflow* (entrada de porta de comunicação),

Start/Stop (variável de estado),

Definir (botão),

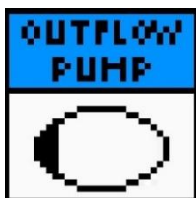
Error in

Outputs: Bomba *Outflow* (saída de porta de comunicação).

Caudal Inflow (indicador)

Error out

Descrição: Bloco que engloba o código respetivo ao ligar/desligar da bomba de *inflow* e o respetivo caudal de operação.



Nome: Bomba de *Inflow*

Inputs: Bomba *Inflow* (entrada de porta de comunicação),

Start/Stop (variável de estado),

Definir (caudal),

Error in.

Outputs: Bomba *Outflow* (saída de porta de comunicação),

Caudal *Inflow* (botão),

Error out.

Descrição: Bloco que engloba o código respetivo ao ligar/desligar da bomba de *outflow* e o respetivo caudal de operação.



Nome: Bomba de *Inflow*

Inputs: Cuba (entrada de porta de comunicação),
Ligar/Desligar Bomba (variável de estado),
Definir o set point the temperatura,
Error in.

Outputs: Cuba (saída de porta de comunicação),
Temperatura do sensor Pt100 externo (indicador),
Error out.

Descrição: Bloco que engloba o código respetivo ao ligar/desligar do banho termoestático e de definição do *set point* de temperatura.

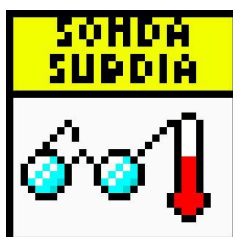


Nome: Sondas *Inflow* e Pélvica

Inputs: Inflow/Pélvica (entrada porta de comunicação),
Error in.

Outputs: Inflow/Pélvica (porta de comunicação *out*),
Error out.

Descrição: Bloco que engloba o código responsável pela leitura das sondas de temperatura de *inflow* e pélvica.

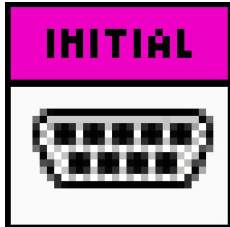


Nome: Sonda Subdiafragmática

Inputs: Subdiafragmática (entrada de porta de comunicação),
Error in.

Outputs: Subdiagramática (saída de porta de comunicação),
Error out.

Descrição: Bloco que engloba o código responsável pela leitura da sonda de temperatura subdiafragmática.



Nome: Inicializar

Inputs: Bomba de *Inflow* (entrada de porta de comunicação),
Bomba de *Outflow* (entrada de porta de comunicação),
Porta *Inflow*/ Pélvica (entrada de porta de comunicação),
Porta Subdiafragmática (entrada de porta de comunicação),
Cuba (entrada de porta de comunicação)
Error in.

Outputs: Bomba de *Inflow* (saída de porta de comunicação),
Bomba de *Outflow* (saída de porta de comunicação),
Porta *Inflow*/ Pélvica (saída de porta de comunicação),
Porta Subdiafragmática (saída de porta de comunicação),
Cuba (saída de porta de comunicação)
Error out.

Descrição: Bloco responsável por configurar as portas séries para comunicação com os dispositivos a controlar/monitorizar.



Nome: Terminar

Inputs: Bomba de *Inflow* (variável de estado),
Bomba de *Outflow* (variável de estado),
Cuba (variável de estado),
Tem a certeza? (botão)

Outputs: Relatório (variável de estado)

Descrição: Bloco que engloba o código associado ao término da aplicação. Verifica se todos os componentes estão inativos e questiona o utilizador se deseja de facto encerrar o programa. Dá também ordem para a geração do relatório.

